UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

FILIPE FERREIRA DA ASCENÇÃO

DESENVOLVIMENTO DE UM FATOR DE ASSOCIAÇÃO PARA ESTIMATIVA DA DOSE EQUIVALENTE NO CRISTALINO A PARTIR DA DOSE EFETIVA CORPORAL EM INDIVÍDUOS OCUPACIONALMENTE EXPOSTOS NA MEDICINA NUCLEAR

Rio de Janeiro
2025

FILIPE FERREIRA DA ASCENÇÃO

DESENVOLVIMENTO DE UM FATOR DE ASSOCIAÇÃO PARA ESTIMATIVA DA DOSE EQUIVALENTE NO CRISTALINO A PARTIR DA DOSE EFETIVA CORPORAL EM INDIVÍDUOS OCUPACIONALMENTE EXPOSTOS NA MEDICINA NUCLEAR

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Ralph Santos-Oliveira
Co-orientador: Alexandre Rodrigues Krempser

Rio de Janeiro
2025

figuras/file.pdf

FILIPE FERREIRA DA ASCENÇÃO

DESENVOLVIMENTO DE UM FATOR DE ASSOCIAÇÃO PARA ESTIMATIVA DA DOSE EQUIVALENTE NO CRISTALINO A PARTIR DA DOSE EFETIVA CORPORAL EM INDIVÍDUOS OCUPACIONALMENTE EXPOSTOS NA MEDICINA NUCLEAR

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em de de

BANCA EXAMINADORA:

Dr. Eduardo Chaves Montenegro
IF/UFRJ

Dra. Josilene Cerqueira Santos
IF/UFRJ

Dr. Ralph Santos-Oliveira
IEN/CNEN (Orientador)

Dedico este trabalho à minha família,
pelo apoio incondicional e pela constante
inspiração para meu aprimoramento. Agradeço
também a todos os professores que,
com sua dedicação, fizeram a diferença
em minha jornada.

AGRADECIMENTOS

Isaac Newton disse “Se vi mais longe, foi por estar sobre os ombros de gigantes”. Na minha vida, essa afirmação se faz presente, visto que só cheguei aqui devido às pessoas que contribuíram para o meu crescimento durante toda minha trajetória.

A priori, agradeço à minha mãe Claudia, por sempre ter apoiado minhas decisões, sempre ter feito tudo o que podia pelo meu bem e para que eu pudesse me tornar alguém digno. Agradeço por todo tempo que, juntamente com minha avó, se dedicou a cuidar de mim e a levar o pão para dentro de casa. Sei que em meio a todos os obstáculos, nunca faltou amor, zelo e cuidado. Você é minha inspiração de superação e empenho.

Sou grato à minha avó Sonia por ser, assim como minha mãe, um exemplo de superação, resiliência, amor e cuidado. Se cheguei até aqui, grande parte se deve às muitas vezes em que você se sentou comigo para estudar, mesmo quando nem eu tinha paciência; às tardes em que ficávamos nas poltronas, um de frente para o outro, para que eu pudesse decorar a tabuada. Também reconheço as inúmeras vezes em que cantava para que eu pudesse dormir, e quando me colocava de castigo - ainda que com o coração apertado - com a intenção de me educar e me tornar alguém melhor.

Sou grato, também, ao meu padrasto Leonardo, que entrou nas nossas vidas quando eu era criança. Agradeço por todo cuidado com a nossa família, principalmente comigo e com a minha mãe. Por ser exemplo de alguém íntegro e disposto a lutar por seus objetivos. Por nunca ter deixado faltar e prezar pela união em meio às oscilações que a vida pode apresentar.

À Luisa Lopes, que entrou recentemente na minha vida, sou grato por toda a reciprocidade e amor. Pelas vezes em que se dispôs a ficar até mais tarde na faculdade para conversarmos e assistir às minhas monitorias, mesmo não sendo da área. Por me apoiar nos projetos acadêmicos e pelos abraços sempre reconfortantes.

Ao professor Eduardo Chaves Montenegro, expresso minha gratidão por ter me mostrado - ainda que sem perceber - o impacto positivo que um professor pode ter na vida de um aluno. É certo que se tenho apreço pelo que estudo, é porque tudo começou com a forma dedicada e didática com que o senhor conduzia suas aulas.

À professora Josilene Cerqueira, agradeço pela dedicação e pelo cuidado em sala. Sou grato pelo empenho que tem em sempre despertar o melhor dos alunos e aprimorar as aulas. Pude crescer muito durante minha atuação como monitor, sempre impulsionado por nossas trocas de conhecimentos e desafios propostos.

À professora Simone Coutinho, sou grato por todo o apoio, pelos conselhos e pela oportunidade de utilizar o Laboratório de Radiação Gama e X (LAFRAG), onde pude estudar e me desenvolver. É evidente que a senhora se preocupa de verdade com os alunos, oferece apoio e se dedica com genuíno comprometimento.

Agradeço ao meu professor e orientador, Ralph Santos-Oliveira, por ter me acolhido na Iniciação Científica em 2021 e por acreditar no meu potencial e no meu projeto. Sou igualmente grato por todas as conversas, pelos conselhos e pelas constantes demonstrações de cuidado. Sem dúvida, cresci muito - em diferentes áreas - durante o tempo em que estive no laboratório.

Ao meu coorientador, Alexandre Krempser, sou grato pelo auxílio durante o estágio em radiodiagnóstico e por sua contribuição fundamental neste trabalho.

Agradeço a todos os meus professores do Ponto de Ensino (Pensi) e do pré-vestibular Foccus, que foram verdadeiros exemplos de didática e contribuíram para despertar em mim o interesse pelo estudo e pelo aprimoramento contínuo. Em especial, sou grato aos professores Raphael Moura, Fábio Vidal e Ítalo, que me fizeram enxergar a Física como uma das áreas mais completas, complexas e, ao mesmo tempo, fascinantes que existem.

Aos amigos que fiz durante o curso, especialmente Lucas Braga, por toda troca de conhecimento e de vida que tivemos durante a graduação e temos até então.

Aos amigos que fiz no Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), especialmente Pedro, Letícia, Stephanie e João, agradeço pela parceria e pelos momentos vividos juntos.

Ao Supervisor de Proteção Radiológica do HUCFF, José Augusto Menezes, agradeço pelo suporte essencial durante a realização deste trabalho.

Por fim, expresso minha gratidão a todos os profissionais do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, cuja colaboração foi indispensável para a concretização deste estudo.

"Nunca devemos nos esquecer de que o futuro não é nem totalmente nosso, nem totalmente não nosso, para não sermos obrigados a esperá-lo como se estivesse por vir com toda a certeza, nem nos desesperarmos como se não estivesse por vir jamais."

Epicuro

RESUMO

Este estudo teve como objetivo principal estabelecer um fator de associação entre as grandezas dosimétricas $H_p(3)$, Dose Equivalente no cristalino, e $H_p(10)$, Dose Efetiva, em profissionais de Medicina Nuclear do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/RJ). A proposta foi desenvolver uma metodologia prática para estimar a Dose Equivalente no cristalino a partir dos dosímetros de tórax convencionais, considerando a crescente relevância da proteção radiológica ocular após a redução do limite anual de dose ocupacional no cristalino para 20 mSv, conforme estabelecido pela norma CNEN-NN-3.01. Foram realizadas três remessas de dosímetros (maio, junho e setembro de 2024), totalizando 48 leituras de 16 profissionais distribuídos em três grupos ocupacionais: radiofarmacêuticos, enfermeiros/técnicos de enfermagem e técnicos em radiologia. Utilizaram-se dosímetros termoluminescentes para $H_p(3)$ e dosímetros por luminescência opticamente estimulada para $H_p(10)$, todos fornecidos e calibrados pela empresa Sapra Landauer.

Os resultados indicaram que 87,5% das leituras apresentaram valores abaixo do nível de registro (ANR). Entre as 6 leituras comparáveis obtidas (12,5% do total), identificou-se um fator de associação médio de $1{,}53 \pm 0{,}50$ entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$, com variação entre 0,2 e 3,0. A análise de correlação de Spearman revelou coeficiente $= -0{,}42$ ($p = 0{,}40$), sugerindo uma tendência inversa não significativa entre as grandezas.

Conclui-se que, embora o fator médio encontrado possa fornecer estimativas preliminares da dose no cristalino, a grande variabilidade observada reforça a necessidade de monitoração específica dessa região em serviços de Medicina Nuclear. O estudo evidencia a complexidade da relação entre a Dose Equivalente no cristalino e a Dose Efetiva, influenciada por aspectos como o uso de proteção individual, a geometria de exposição e a diversidade das atividades desenvolvidas, destacando a importância de pesquisas complementares com amostras mais representativas.

Palavras-chave: Dosimetria Ocupacional, Cristalino, $H_p(3)$, $H_p(10)$, Proteção Radiológica.

ABSTRACT

This study aimed to establish an association factor between the dosimetric quantities $H_p(3)$, Equivalent Dose to the lens of the eye, and $H_p(10)$, Effective Dose, in Nuclear Medicine professionals at the Clementino Fraga Filho University Hospital (HUCFF/RJ). The research sought to develop a practical methodology for estimating the Equivalent Dose to the eye lens based on conventional chest dosimeters, given the increasing importance of ocular radiation protection following the reduction of the occupational dose limit to 20 mSv, as established by CNEN-NN-3.01.

Three dosimeter batches were carried out (May, June, and September 2024), totaling 48 readings from 16 professionals across three occupational groups: radiopharmacists, nurses/nursing technicians, and radiology technicians. Thermoluminescent dosimeters were used for $H_p(3)$, and optically stimulated luminescence dosimeters for $H_p(10)$, all provided and calibrated by the company Sapra Landauer.

The results indicated that 87.5% of the readings were below the recording level (ANR). Among the 6 comparable readings obtained (12.5% of the total), a mean association factor of $1{:}53 \pm 0{:}50$ was identified between $H_p(3)$ and $H_p(10)$, with values ranging from 0.2 to 3.0. The Spearman correlation analysis yielded a coefficient of $= -0{:}42$ ($p = 0{:}40$), suggesting a non-significant inverse trend between the quantities.

It is concluded that, although the factor of 1.53 may provide preliminary estimates of the lens dose, the considerable variability observed highlights the need for specific monitoring of the eye lens in Nuclear Medicine services. The study underscores the complexity of the relationship between the Lens Equivalent Dose and the Effective Dose in these settings, influenced by factors such as the use of protective equipment and heterogeneous exposure conditions, emphasizing the importance of further research with larger and more representative samples.

Keywords: Occupational Dosimetry, Eye Lens, $H_p(3)$, $H_p(10)$, Radiation Protection.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Esquema de catarata radioinduzida. 14
Figura 2 – Cartela de nuclídeos. 17
Figura 3 – Diagrama de Feynman representando o decaimento $^{-}$ em nível de quarks. 18
Figura 4 – Espectro de energia típico dos elétrons emitidos no decaimento $^{-}$. 18
Figura 5 – Diagrama de Feynman representando o decaimento $^{+}$ em nível de quarks. 19
Figura 6 – Desexcitação por emissão de raio X característico. 21
Figura 7 – Desexcitação por emissão de elétron Auger. 21
Figura 8 – Rendimento de fluorescência em função do número atômico. 22
Figura 9 – Visão panorâmica dos estados excitados de um núcleo típico. 23
Figura 10 – Número de núcleos X após um tempo de meia-vida física em uma amostra. 26
Figura 11 – Molécula de DNA: Fitas antiparalelas ligadas pelas bases nitrogenadas. 29
Figura 12 – Bandas de energia em um sólido. 36
Figura 13 – Modelo simplificado de um material TL. 37
Figura 14 – Excitação do material e emissão de luz visível para leitura. 38
Figura 15 – Espectro de (a) Emissão e (b) excitação do material (Al_2O_3 : C) irradiado com 1 Gy. 38
Figura 16 – Utilização dos dosímetros com (i) óculos de grau e (ii) elástico. 40
Figura 17 – Dosímetro na região do tórax. 41
Figura 18 – Boxplot das razões entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$. 50
Figura 19 – Diagrama de dispersão entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$. 51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Exemplos de radiofármacos e suas aplicações para exames de imagem. 28
Tabela 2 – Exemplos de radiofármacos e suas aplicações para terapia. 28
Tabela 3 – Limiares de dose para reações teciduais em adultos humanos. 30
Tabela 4 – Fator de peso da radiação para diferentes tipos de radiação. 32
Tabela 5 – Fatores de ponderação de radiossensibilidade para diferentes tecidos e órgãos. 33
Tabela 6 – Limites de Dose Anuais[a]. 35
Tabela 7 – Ficha técnica dosímetro *VISION*. 40
Tabela 8 – Ficha técnica dosímetro *Inlight*. 41
Tabela 9 – Atividades desempenhadas pelos IOEs, tipo de radiação envolvida e energia emitida pelos radionuclídeos. 42
Tabela 10 – Leitura dos dosímetros no mês de maio de 2024. 44
Tabela 11 – Leitura dos dosímetros no mês de junho de 2024. 45
Tabela 12 – Leitura dos dosímetros no mês de setembro de 2024. 46
Tabela 13 – Leituras comparáveis e seus respectivos quocientes. 47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA	*As Low As Reasonably Achievable*
ANOVA	Análise de Variância
ANR	Abaixo do Nível de Registro
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
DNA	*Deoxyribonucleic Acid*
IAEA	*International Atomic Energy Agency*
ICRP	*International Commission on Radiological Protection*
ICRU	*International Commission on Radiation Units & Measurements*
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
LET	*Linear Energy Transfer*
OSL	*Optically Stimulated Luminescence*
OSLD	*Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*
PET	*Positron Emission Tomography*
SPECT	*Single Photon Emission Computed Tomography*
TL	*Thermoluminescent*
TLD	*Thermoluminescent Dosimetry*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 13
1.1 OBJETIVOS 15
1.1.1 OBJETIVO GERAL 15
1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 15

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 16
2.1 NÚCLEO ATÔMICO 16
2.2 RADIOATIVIDADE 16
2.2.1 CARTELA DE NUCLÍDEOS 16
2.2.2 DECAIMENTO 17
2.2.3 DECAIMENTO 19
2.2.4 CAPTURA ELETRÔNICA 20
2.2.5 DESEXCITAÇÃO ATÔMICA 20
2.2.6 EMISSÃO 23
2.2.7 CONVERSÃO INTERNA 24
2.2.8 DECAIMENTO 24
2.2.9 ATIVIDADE 25
2.2.10 MEIA-VIDA 25
2.2.10.1 MEIA-VIDA FÍSICA 26
2.2.10.2 MEIA-VIDA BIOLÓGICA 27
2.2.11 RADIOFÁRMACOS 27
2.2.11.1 RADIOFÁRMACOS PARA DIAGNÓSTICO 27
2.2.11.2 RADIOFÁRMACOS PARA TERAPIA 28
2.3 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE 28
2.3.1 MECANISMO DIRETO DA RADIAÇÃO IONIZANTE NO CORPO 29
2.3.2 MECANISMO INDIRETO DA RADIAÇÃO IONIZANTE NO CORPO 29
2.3.3 EFEITOS ESTOCÁSTICOS 30
2.3.4 REAÇÕES TECIDUAIS 30
2.4 DOSE ABSORVIDA 31
2.5 GRANDEZAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA 31
2.5.1 DOSE EQUIVALENTE 32
2.5.2 DOSE EFETIVA 33
2.6 GRANDEZAS OPERACIONAIS 34

2.6.1 EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL $H_p(d)$ 34
2.7 DOSIMETRIA 34
2.7.1 DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE (TLD) 35
2.7.2 DOSIMETRIA POR LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSLD) 37

3 MATERIAIS E MÉTODOS 39
3.1 DIVISÃO DE GRUPOS 39
3.2 PERÍODO DE UTILIZAÇÃO DOS DOSÍMETROS 39
3.3 DOSÍMETROS 39
3.3.1 DOSÍMETRO DE CRISTALINO 40
3.3.2 DOSÍMETRO DE TÓRAX 41
3.4 EXPOSIÇÃO DOS IOES 41

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 43
4.1 LIMITAÇÕES PRÁTICAS 43
4.2 DADOS OBTIDOS 44
4.3 DADOS COMPARÁVEIS 47
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA 48
4.4.1 CORRELAÇÃO ENTRE $H_p(3)$ e $H_p(10)$ 48
4.4.2 FATOR DE ASSOCIAÇÃO 49
4.4.2.1 COMPARAÇÃO DO FATOR DE ASSOCIAÇÃO COM A LITERATURA 49
4.4.3 DISTRIBUIÇÃO DE $H_p(3)$~$H_p(10)$ 50
4.4.3.1 COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE $H_p(3)$~$H_p(10)$ COM A LITERATURA 51

5 CONCLUSÃO 53

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS 54

REFERÊNCIAS 55

1 INTRODUÇÃO

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) estabelece, na norma CNEN-NN-3.01 [1], limitações de doses individuais com o objetivo de assegurar os princípios de proteção radiológica tanto para Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs) quanto para o público em geral. Nesse contexto, a monitoração individual torna-se um componente essencial da rotina dos trabalhadores expostos à radiação ionizante.

No Brasil, a monitoração ocupacional externa é realizada principalmente por meio de dosímetros passivos. As técnicas mais utilizadas de dosimetria externa são a Dosimetria Termoluminescente (TLD, do inglês *Thermoluminescent Dosimetry*) e a Dosimetria por Luminescência Opticamente Estimulada (OSLD, do inglês *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*). A grandeza operacional empregada nesses casos é o Equivalente de Dose Pessoal $H_p(d)$, expresso em Sievert (Sv), definido pelo produto entre a dose absorvida a uma profundidade d, em milímetros, e o fator de ponderação da radiação Q nesse mesmo ponto.

A CNEN, como órgão regulador das atividades nucleares no país, alinha-se às recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, do inglês *International Atomic Energy Agency*) e da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, do inglês *International Commission on Radiological Protection*) [2]. Em 2011, a ICRP publicou a recomendação 118, reduzindo o limite anual da Dose Equivalente no cristalino para IOEs de 150 mSv para 20 mSv [3]. Essa mudança - incorporada na norma CNEN-NN-3.01 - representa uma redução de quase 87% no limite anteriormente permitido.

Essa revisão reflete a crescente preocupação com o risco de cataratas radioinduzidas, especialmente entre profissionais que realizam procedimentos intervencionistas prolongados ou que atuam próximos a fontes de radiação [4]. Nesses contextos, o cristalino está sujeito à exposição significativa, tanto ao feixe primário quanto à radiação espalhada.

O cristalino é uma estrutura composta, principalmente, por proteínas e água, localizada atrás da íris, cuja função é focalizar a luz na retina. A exposição frequente à radiação ionizante pode culminar em sua opacidade, levando, portanto, ao desenvolvimento de catarata, conforme ilustrado na Figura 1 [5].

Embora a associação entre a exposição do cristalino e o desenvolvimento de catarata esteja bem documentada [5], ainda não há protocolos padronizados para estimar a Dose Equivalente no cristalino em serviços que utilizam radiação ionizante, como a Medicina Nuclear. Nessas práticas, os profissionais manipulam rotineiramente fontes radioativas não seladas, lidam com rejeitos e atendem pacientes injetados com radiofármacos - fatores que potencializam a exposição ocupacional.

Além disso, nenhum dos dez serviços brasileiros certificados para monitoração individual externa oferece dosímetros calibrados em $H_p(3)$, restringindo-se à calibração em $H_p(10)$ [6].

A importância do monitoramento específico dessa região tem sido evidenciada por diversas pesquisas. Estudos recentes vêm destacando a necessidade de monitoramento específico da dose ao cristalino, uma vez que a utilização dosímetros corporais convencionais, calibrados em termos de $H_p(10)$, pode não refletir com precisão a exposição real aos olhos em ambientes da Medicina Nuclear.

Em particular, um estudo realizado no Japão, demonstrou, por meio de experimentos com phantom humano e diferentes tipos de dosímetros, que a razão entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$ pode variar significativamente dependendo do tipo de radionuclídeo e da posição do dosímetro. O estudo mostrou que, enquanto $H_p(10)$ é tradicionalmente usado para estimar a Dose Efetiva, ele não é um substituto confiável para $H_p(3)$, sobretudo na presença de campos mistos de radiação, como os encontrados na prática da Medicina Nuclear [7].

De forma semelhante, um estudo conduzido na Finlândia avaliou técnicos em dois serviços de Medicina Nuclear e verificou uma média anual de $H_p(3)$ de 1,1 mSv, com valores máximos de até 3,9 mSv. A razão entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$ possuiu grande variabilidade, indicando uma grande dispersão nos resultados e reforçando que o uso isolado de $H_p(10)$ pode não representar com precisão a dose no cristalino, especialmente em condições de baixa exposição ou ângulos desfavoráveis [8]. Mesmo com os valores abaixo do limite anual de 20 mSv, os autores destacam a importância do uso de dosímetros específicos para a região ocular.

Essas evidências reforçam a necessidade de métodos alternativos e viáveis para estimar a dose no cristalino. Assim, torna-se urgente desenvolver uma metodologia prática e aplicável à realidade dos serviços de Medicina Nuclear, a fim de ampliar a proteção ocupacional e cumprir os limites estabelecidos pelas normas nacionais e internacionais.

Figura 1 Esquema de catarata radioinduzida.

Fonte: O Autor (2025).

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um fator de associação entre os Equivalentes de Dose Pessoal $H_p(3)$ e $H_p(10)$ em pro ssionais de Medicina Nuclear.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Investigar se os fatores de associação variam em função das atividades especí cas desempenhadas pelos IOEs nos diferentes setores da Medicina Nuclear;

2. Avaliar o grau de correlação entre $H_p(3)$, obtido por meio de dosímetro especí co fornecido para a pesquisa, e $H_p(10)$, registrado nos dosímetros convencionais utilizados pelos IOEs;

3. Estabelecer um fator de associação entre o Equivalente de Dose Pessoal $H_p(3)$ e $H_p(10)$, com base nos dados obtidos no monitoramento dos IOEs;

4. Obter e analisar a variabilidade dos quocientes $H_p(3)/H_p(10)$, bem como avaliar suas implicações para a estimativa da Dose Equivalente no cristalino a partir de $H_p(10)$.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 NÚCLEO ATÔMICO

O núcleo de um átomo é formado pelos nucleons, isto é, prótons e nêutrons. Essas partículas, entretanto, não são fundamentais, pois possuem estrutura interna composta por quarks - partículas responsáveis por manter a coesão entre os nucleons por meio da interação forte. Os quarks que constituem os nucleons são o quark up (u), com carga elétrica de $\frac{2}{3}e$ e massa em torno de $2\ MeV/c^2$, e o quark down (d), com carga de $-\frac{1}{3}e$ e massa aproximada de $5\ MeV/c^2$. Os prótons são formados por dois quarks up e um quark down (uud), enquanto os nêutrons são compostos por dois quarks down e um quark up (udd) [9].

2.2 RADIOATIVIDADE

Nuclídeos são átomos caracterizados pelo número de prótons (Z), também chamado de número atômico, e pelo número de massa (A), que corresponde à soma do número de prótons e nêutrons presentes no núcleo [10].

Quando se trata de um nuclídeo instável, ele é conhecido como radionuclídeo. Em busca da estabilidade, esses núcleos emitem energia na forma de onda eletromagnética e/ou partículas, em um processo conhecido como decaimento radioativo. Esse fenômeno pode ocorrer de diferentes formas, como nos decaimentos beta menos (β^-), beta mais ( ), alfa ( ) e gama ( ) [11].

2.2.1 CARTELA DE NUCLÍDEOS

A cartela de nuclídeos, mostrada na Figura 2, exibe, para qualquer ponto do grá co, um elemento com um número atômico em função do número de nêutrons. A bissetriz do grá co ($N = Z$) serve como linha de referência, indicando os átomos em que o número de prótons é igual ao número de nêutrons [12].

A região preta no grá co representa os nuclídeos estáveis, ou seja, aqueles de meia-vida física muito longa (Seção 2.2.10.1), enquanto os quadrados claros evidenciam radionuclídeos. Essa região é denominada curva de estabilidade. Nuclídeos localizados acima dessa curva possuem um excesso de prótons, fato que torna o núcleo instável devido às repulsões provenientes da interação coulombiana entre os prótons. Por outro lado, os nuclídeos situados abaixo dessa curva apresentam instabilidade devido ao excesso de nêutrons. Além disso, núcleos muito pesados - com muitos prótons e muitos nêutrons - tendem a decair por emissão , liberando uma partícula composta por dois prótons e dois nêutrons equivalente ao núcleo de hélio [12].

Sendo assim, nuclídeos instáveis tendem, naturalmente, a emitir radiação, transformando-se em um nuclídeo filho, que pode ser um elemento diferente. Esse processo pode ocorrer sucessivamente e, a cada decaimento, o núcleo resultante tende a se aproximar da curva de estabilidade [12].

Figura 2 Cartela de nuclídeos.

Fonte: Adaptado de Radiation Physics for Medical Physicists (2010) [13].

2.2.2 DECAIMENTO

Os núcleos que apresentam excesso de nêutrons, localizados abaixo da curva de estabilidade, tendem, em geral, a decair por meio da emissão de um elétron (β^-) [12]. Com esse excesso, o mecanismo natural do núcleo para alcançar maior estabilidade é a transformação de um nêutron em um próton. Essa conversão ocorre no nível subestrutural, quando um dos quarks *down* presentes no nêutron se transforma em um quark *up*, alterando sua composição interna de *udd* para *uud* e, consequentemente, convertendo o nêutron em um próton [14], como representado na Figura 3.

Esse processo é mediado pela interação fraca: a transformação do quark *down* em *up* ocorre com a emissão de um bóson intermediário (W^-), o qual, por sua vez, decai rapidamente em β^- e um antineutrino ($\bar{\nu}_e$), garantindo a conservação das quantidades fundamentais da interação [14].

Como resultado, o núcleo filho (Y) apresentará o mesmo número de massa que o núcleo pai (X), mas com o número atômico maior em uma unidade. A representação do decaimento β^- é mostrada a seguir:

$$^{A}_{Z}X \quad ^{A}_{Z\ 1}Y \qquad \beta^- \qquad \bar{\nu}_e$$

Figura 3 Diagrama de Feynman representando o decaimento em nível de quarks.

Fonte: Adaptado de Introduction to Elementary Particles (1987) [15].

O emitido por meio do decaimento não apresenta uma energia única [16]. Esse fenômeno ocorre devido à emissão simultânea do partícula com massa praticamente nula e sem carga elétrica [16]. A energia cinética do elétron ejetado varia de acordo com o ângulo de emissão do antineutrino, como mostra a Figura 4. Isso acontece porque, pela conservação da energia e do momento linear, a energia total da reação ( ) é distribuída na forma de energia cinética entre o elétron, o antineutrino e o recuo do núcleo. Essa desintegração só ocorrerá se a massa atômica do núcleo ( ) for superior à soma da massa atômica do núcleo lho ( ), da massa do elétron ( ) e da massa do antineutrino ( ), que é aproximadamente zero. Como a massa do núcleo é muito maior em comparação com a do elétron e do antineutrino, ele retém apenas uma pequena fração dessa energia, enquanto a maior parte é compartilhada entre o elétron e o antineutrino. A Equação 2.1 expressa a energia de desintegração distribuída no processo de decaimento [16].

$$Q \quad \hat{} M_X \quad M_Y \quad M \quad \bullet c^2 \qquad (2.1)$$

Figura 4 Espectro de energia típico dos elétrons emitidos no decaimento .

Fonte: Adaptado de Radiation Physics for Medical Physicists (2006) [17].

2.2.3 DECAIMENTO

Os núcleos que apresentam excesso de prótons, localizados acima da curva de estabilidade, decaem por meio da emissão de um pósitron ( ) ou pela captura eletrônica. Na emissão , o mecanismo natural para o núcleo alcançar maior estabilidade, nesse caso, é a transformação de um próton em um nêutron. Essa conversão ocorre quando um dos quarks up do próton se transforma em um quark down, modi cando sua estrutura de uud para udd, o que caracteriza a conversão de próton em nêutron no nível subnuclear.

Essa conversão é mediada pela interação fraca, por meio da emissão de um bóson W, que decai rapidamente em e um neutrino ($_e$), permitindo a conservação das grandezas fundamentais envolvidas, como mostra a Figura 5 [14].

Figura 5 Diagrama de Feynman representando o decaimento em nível de quarks.

Fonte: O Autor (2025).

Embora o quark down possua massa superior à do quark up, essa transformação é energeticamente viável porque ocorre no interior de núcleos instáveis, onde a diferença de energia entre os estados nucleares fornece o excedente necessário para viabilizar a conversão. A interação fraca, responsável por esse processo, permite a mudança de sabor dos quarks mesmo quando há aumento de massa, desde que a conservação da energia seja respeitada pelo sistema como um todo [18]. A seguir, é representado o decaimento

$$^{A}_{Z}X \quad ^{A}_{Z\ 1}Y \qquad e$$

Assim como na emissão , o emitido durante o decaimento não apresenta uma energia única, pois um $_e$ é ejetado, simultaneamente, no processo. A energia cinética dovaria de acordo com o ângulo de emissão do neutrino, em função da conservação de energia e momento durante o decaimento. Essa desintegração só poderá ocorrer se a massa atômica do núcleo pai for superior à massa atômica do núcleo lho em duas vezes a massa de repouso do elétron ($M_X \quad M_Y \ C2m_e$) [19]. A Equação 2.2 expressa a energia de desintegração, que é distribuída entre o núcleo, o pósitron e o neutrino durante o decaimento.

$$Q \quad \hat{} M_X \quad M_Y \quad 2m_e \bullet c^2 \qquad (2.2)$$

2.2.4 CAPTURA ELETRÔNICA

Um processo que compete com o decaimento é a captura eletrônica (CE), que também ocorre quando o núcleo apresenta excesso de prótons. Esse evento substitui a emissão quando a massa atômica do núcleo pai não excede a massa do núcleo lho em pelo menos duas vezes a massa de repouso do elétron, condição necessária para que o decaimento ocorra.

Nesse processo, um próton presente no núcleo captura um elétron orbital, geralmente da camada K, transformando-se em um nêutron e emitindo, simultaneamente, um neutrino [20]. Os elétrons das camadas mais internas possuem maior probabilidade de serem capturados devido à elevada densidade de probabilidade $\Psi^2(0)$ nas proximidades do núcleo. Por esse motivo, a captura eletrônica tende a ocorrer com mais frequência em elementos de alto número atômico, já que, com o aumento de Z, a função de onda dos elétrons da camada K se concentra ainda mais junto ao núcleo. Como consequência desse processo, o núcleo lho apresenta uma redução de uma unidade no número atômico, enquanto o número de massa permanece inalterado.

Essa conversão de próton em nêutron, que ocorre por meio da captura de um elétron orbital, também pode ser compreendida à luz da estrutura subnuclear das partículas. Em termos de quarks, esse processo equivale à transformação de um quark up em um quark down, mediada pela interação fraca, exatamente como ocorre na emissão. Assim, a captura eletrônica representa uma via alternativa - mas igualmente fundamentada na física das partículas elementares - pela qual o núcleo ajusta sua razão próton-nêutron, buscando maior estabilidade sem alteração do número de massa.

Além disso, a vacância criada pela captura do elétron interno deixa o átomo em um estado excitado. Para retornar ao estado fundamental, a energia pode ser emitida de duas maneiras: (i) por emissão de radiação eletromagnética (raios X de uorescência), quando um elétron de uma camada mais externa preenche a vacância; ou (ii) pelo processo de emissão Auger, no qual a energia liberada é transferida a outro elétron, que é então ejetado do átomo, resultando em dupla ionização [21].

2.2.5 DESEXCITAÇÃO ATÔMICA

Quando uma vacância é criada em uma camada eletrônica, como no processo de captura eletrônica, o átomo tende a retornar espontaneamente ao seu estado fundamental de energia. Esse processo pode ocorrer por dois mecanismos principais: A primeira possibilidade é a desexcitação radiativa, na qual a vacância é preenchida por um elétron de uma camada mais externa. A diferença de energia entre os níveis eletrônicos envolvidos é liberada

na forma de um fóton. Se a energia desse fóton corresponder ao espectro de raios X do elemento, ele é denominado raio X característico [22]. Esse processo está ilustrado na Figura 6.

Figura 6 Desexcitação por emissão de raio X característico.

Fonte: O Autor (2025).

A segunda forma de desexcitação é a emissão Auger [22]. Após a criação de uma vacância em uma camada interna, o excesso de energia, ao invés de ser emitido como radiação eletromagnética, é transferido para outro elétron orbital do próprio átomo. Esse elétron, ao receber a energia, é ejetado, e o átomo, portanto, ca duplamente ionizado, como representado na Figura 7.

Figura 7 Desexcitação por emissão de elétron Auger.

Fonte: O Autor (2025).

A energia cinética do elétron Auger corresponde à diferença entre a energia de ligação da camada inicial do elétron que sofre a transição e a energia da camada onde a vacância se encontra, subtraída da energia de ligação do elétron Auger ejetado. Esse processo ocorre

com maior frequência em átomos de baixo número atômico (Z < 33), onde a probabilidade da emissão de raios X característicos (uorescência) é menor, fato evidenciado na Figura 8 [23].

O rendimento de uorescência (Y_K) é de nido pela razão entre a probabilidade de ocorrência da emissão de uoresência (P_F) e a soma das probabilidades dos dois principais mecanismos de desexcitação: a emissão de uorescência (P_F) e a emissão Auger (P_A). Dessa forma, a Equação 2.3 expressa a fração das desexcitações que resultam na emissão de fótons, em oposição à emissão de elétrons Auger. Valores mais altos de Z indicam que, diante de uma vacância na camada K, é mais provável que a desexcitação ocorra por uorescência do que por emissão Auger [23].

$$Y_k \quad \frac{P_F}{P_F \quad P_A} \tag{2.3}$$

Por exemplo, para átomos com número atômico igual a 30, o rendimento de uorescência é de aproximadamente 40%, o que signi ca que há uma probabilidade de 40% de emissão de um fóton na forma de raio X característico. Consequentemente, existe uma probabilidade de 60% para a emissão de um elétron Auger, tornando esse processo predominante em átomos com número atômico mais baixo [23].

Figura 8 Rendimento de uorescência em função do número atômico.

Fonte: Adaptado de Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry (1986) [24].

2.2.6 EMISSÃO

Assim como os níveis eletrônicos são quantizados, os níveis de energia nucleares também apresentam quantização, conforme ilustrado na Figura 9. A emissão de radiação ocorre quando os núcleons (prótons e nêutrons) de um núcleo excitado transitam para um estado de energia inferior ou retornam ao estado fundamental. Esse processo ocorre independentemente da energia de excitação, embora transições nucleares típicas que resultam em emissões envolvam energias na faixa de até aproximadamente 8 MeV. [25].

Durante o decaimento radioativo, em processos como a emissão e , o núcleo sofre transformações que resultam na formação de núcleos lhos. Esses núcleos lhos frequentemente se encontram em estados excitados logo após o decaimento. Para atingir maior estabilidade, eles podem liberar o excesso de energia na forma de radiação [26].

Figura 9 Visão panorâmica dos estados excitados de um núcleo típico.

Fonte: Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas (1994) [27].

2.2.7 CONVERSÃO INTERNA

Um processo que compete com a emissão de radiação é a conversão interna. Nesse fenômeno, quando o núcleo se encontra em um estado excitado, ao invés de liberar energia na forma de um fóton , a energia é transferida diretamente para um elétron orbital do átomo [28]. Esse elétron, geralmente de uma camada interna K ou L é então ejetado.

No processo de conversão interna, o elétron ejetado adquire uma energia cinética equivalente à diferença entre a energia do fóton que seria emitido e a energia de ligação do elétron envolvido [29]. Esse processo não altera o número de prótons ou nêutrons do núcleo, mas resulta na criação de uma vacância na camada eletrônica. Essa vacância pode ser posteriormente preenchida, desencadeando processos secundários, como a emissão de raios X característicos ou a emissão de elétrons Auger.

2.2.8 DECAIMENTO

Núcleos muito pesados, com número atômico Z > 83, tendem a decair, em geral, por meio da emissão de uma partícula . A partícula consiste em dois prótons e dois nêutrons, equivalente ao núcleo do Hélio-4, representado como $^{4}_{2}He$ [30]. Quando um núcleo emite uma partícula em busca de maior estabilidade, o núcleo lho resultante apresentará o número atômico reduzido em duas unidades e o número de massa reduzido em quatro unidades, como mostra a equação abaixo:

$$^{A}_{Z}X \quad ^{A}_{Z}{}^{4}_{2}Y \quad ^{4}_{2}He$$

Diferentemente dos decaimentos e , nos quais as partículas emitidas apresentam um espectro contínuo de energias devido à participação do (anti)neutrino no balanço energético, a partícula é ejetada com uma energia bem de nida. Isso ocorre porque, no decaimento , a energia de desintegração da reação é compartilhada apenas entre a própria partícula e o núcleo lho, que sofre um pequeno recúo. Como a massa do núcleo resultante é signi cativamente maior que a da partícula , ele absorve apenas uma fração mínima da energia liberada. Consequentemente, a partícula é emitida com valores de energia bem de nidos, característicos de cada núcleo emissor [30].

Para que a emissão seja possível, a massa do núcleo pai deve exceder a soma da massa do núcleo lho e da partícula . Esse excesso de massa é convertido em energia de desintegração, como evidenciado na Equação 2.4:

$$Q \quad \hat{}M_X \quad M_Y \quad M \bullet c^2 \qquad (2.4)$$

Além disso, a barreira Coulombiana que uma partícula enfrenta na superfície do núcleo é da ordem de 30 MeV. Como nenhum núcleo emite partículas com energia superior a 30 MeV, classicamente, esse tipo de emissão seria impossível. Entretanto, o chamado efeito túnel, um fenômeno quântico, explica a existência de uma probabilidade nita para a emissão [31].

2.2.9 ATIVIDADE

Atividade é uma grandeza associada à desintegração nuclear. Ela descreve, de forma estimada, a taxa de desintegração de um núcleo [32].

O decaimento, em uma determinada amostra, é regido por uma lei exponencial (Equação 2.5), da seguinte forma:

$$N\hat{}t\bullet \quad N_0 \; e^{\;t} \tag{2.5}$$

Onde:

1. $N\hat{}t\bullet$ se refere ao número de núcleos no tempo;
2. N_0 está relacionado ao número inicial de núcleos na amostra;
3. é a constante de decaimento, que é característica de cada nuclídeo.

Logo, a grandeza Atividade pode ser expressa como:

$$\frac{dN}{dt} \quad N_0 \; e^{\;t}$$

$$\frac{dN}{dt} \quad A \quad N\hat{}t\bullet$$

A unidade de medida da atividade é o Becquerel (Bq), equivalente a 1 s^{1}. No entanto, na prática hospitalar, ainda é comum o uso da unidade Curie (Ci), de nida com 1 Ci 3;7 10^{10} Bq.

2.2.10 MEIA-VIDA

No campo da radioatividade, o conceito de meia-vida é fundamental, uma vez que o processo de desintegração nuclear é estatístico e, portanto, não é possível determinar com precisão quando um núcleo irá decair [33].

Dessa forma, os conceitos de meia-vida física e meia-vida biológica são explorados para viabilizar a aplicação de radionuclídeos em procedimentos de imagem e em terapias. A meia-vida efetiva, por sua vez, é determinada pelo produto entre a meia-vida física e meia-vida biológica dividido pela soma de ambas, como evidencia a Equação 2.6 [33]:

$$t_{1/2,e} = \frac{t_{1/2,física} \cdot t_{1/2,biológica}}{t_{1/2,física} + t_{1/2,biológica}} \tag{2.6}$$

Portanto, o conceito de meia-vida, seja física, biológica ou efetiva, é crucial para a compreensão do comportamento dos radionuclídeos no organismo e para a aplicação segura de radiofármacos na Medicina Nuclear.

2.2.10.1 MEIA-VIDA FÍSICA

A meia-vida física ($t_{1/2}$) de ne o tempo no qual o número de núcleos $N(t)$, em uma amostra, é reduzido à metade do número inicial $N(0)$, como representado na Figura 10 [34].

Utilizando a Equação 2.5, é possível chegar à seguinte relação:

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

$$\frac{N_0}{2} = N_0 \cdot e^{-\lambda t_{1/2}}$$

$$\Rightarrow t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

Figura 10 Número de núcleos X após um tempo de meia-vida física em uma amostra.

Fonte: O Autor (2025).

Sendo assim, é possível perceber que quanto maior a constante de decaimento, que está relacionada com a probabilidade de decaimento de um radionuclídeo, menor será o tempo de meia-vida físico.

2.2.10.2 MEIA-VIDA BIOLÓGICA

Quando um radiofármaco é administrado em um paciente, seu metabolismo dependerá da molécula química a qual o radionuclídeo está ligado. Nesse contexto, para uma análise in vivo, a meia-vida biológica refere-se ao tempo necessário para que metade da atividade inicial (A_0) seja eliminada do organismo em questão [35].

Assim, a meia-vida biológica é um parâmetro essencial para avaliar a eliminação de radiofármacos do organismo, sendo fundamental para a dosimetria interna e a proteção radiológica [36].

2.2.11 RADIOFÁRMACOS

Os radiofármacos são fundamentais na Medicina Nuclear, pois consistem em uma molécula química com a nidade por um tecido ou órgão especí co, ligada a um radionuclídeo. São medicamentos que contêm em sua composição um ou mais elementos radioativos [37]. Essas moléculas atuam como vetores biológicos, acumulando-se em uma região especí ca do corpo, enquanto o radionuclídeo emite radiação para diferentes aplicações: radiação γ para obtenção de imagens, e partículas carregadas, como α e β, para terapia.

2.2.11.1 RADIOFÁRMACOS PARA DIAGNÓSTICO

Na Medicina Nuclear, a escolha de radionuclídeos para exames de imagem é guiada por dois critérios fundamentais: (i) baixa meia-vida física, garantindo que o radiofármaco seja rapidamente eliminado ou reduza sua atividade em um curto período pós-procedimento, e (ii) emissão de fótons de baixa energia, minimizando a dose de radiação absorvida pelo paciente [37], em conformidade com o princípio Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível (ALARA, do inglês As Low As Reasonably Achievable).

Dentre as opções disponíveis, o Tecnécio-99m (Tc-99m) destaca-se como o radionuclídeo mais utilizado na prática clínica. Suas propriedades ideais incluem a emissão monoenergética (140 keV), otimizada para detecção em gama-câmaras, e baixa meia-vida física de aproximadamente 6 horas.

No exame de Tomogra a por Emissão de Pósitron (PET, do inglês Positron Emission Tomography) o radionuclídeo mais utilizado é o Flúor-18, um emissor de pósitrons, na forma de α-udeoxiglicose (^{18}F), uma molécula semelhante à glicose [38]. Além da curta meia-vida física de aproximadamente 110 minutos, nessa técnica, os fótons detectados são provenientes da aniquilação do pósitron com os elétrons do meio.

A Tabela 1 mostra alguns radiofármacos, incluindo o radionuclídeo utilizado e suas aplicações para exames de imagem.

Tabela 1 Exemplos de radiofármacos e suas aplicações para exames de imagem.

Radiofármaco	Aplicações	Tipo de emissão
Tc-99m-Pertecnetato de sódio	Carcinoma da tireoide e hipertireoidismo	
Tl-201-Cloreto de tálio	Estudo de perfusão do miocárdio	e CE
F-18-FDG	Tumores da cabeça e pescoço	

Fonte: Adaptado de Preparações Radiofarmacêuticas e Suas Aplicações [39].

2.2.11.2 RADIOFÁRMACOS PARA TERAPIA

Para terapia, os radionuclídeos escolhidos devem ser emissores de partículas carregadas, como elétrons e partículas [40]. Tanto o elétron quanto a partícula depositam energia ao longo de sua trajetória no meio. Dessa forma, a molécula química do radiofármaco tem a função de direcionar o radionuclídeo até a região que se deseja tratar. Uma vez no local, a partícula carregada ioniza as moléculas que compõe as células do tecido não saudável, podendo levar à morte celular de forma direta ou indireta (Seção 2.3) no volume tumoral. As partículas , em particular, destacam-se por sua elevada massa e por apresentarem uma alta Transferência Linear de Energia (LET, do inglês Linear Energy Transfer). Essa propriedade está diretamente relacionada à elevada densidade de ionizações que produzem ao longo de seu trajeto no tecido, tornando-as especialmente e cazes para terapias locais.

A Tabela 2 evidencia alguns dos radiofármacos usados para terapia e suas respectivas aplicações.

Tabela 2 Exemplos de radiofármacos e suas aplicações para terapia.

Radiofármaco	Aplicações	Tipo de emissão
I-131-iodeto de sódio	Tratamento do hipertiroidismo e carcinoma papilar e folicular da tireoide	e
Sr-89-cloreto (Metastron)	Tratamento paliativo da dor nas metástases ósseas	
Y-90-MX-DTPA-anticorpo anti B1 (IDEC Y-2B8)	Tratamento de linfoma não-Hodgkin	

Fonte: Adaptado de Preparações Radiofarmacêuticas e Suas Aplicações [41].

2.3 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE

A radiação utilizada na Medicina Nuclear é considerada ionizante. Dessa forma, as partículas ou ondas eletromagnéticas envolvidas nessa atividade possuem energia su ciente para gerar ionização no meio. Sendo assim, alguns efeitos biológicos são consequência da

interação da radiação ionizante com o corpo, como os efeitos estocásticos e as reações teciduais, também conhecidas como efeitos determinísticos [42]. Além disso, é importante ressaltar que a radiação pode atuar de modo direto, afetando o núcleo das células, ou indireto, a partir da produção de agentes reativos [43].

2.3.1 MECANISMO DIRETO DA RADIAÇÃO IONIZANTE NO CORPO

O ácido desoxirribonucleico (DNA, do inglês Deoxyribonucleic Acid), está localizado no núcleo das células e se refere à molécula que contém as informações necessárias para síntese de proteína, que varia de pessoa para pessoa. Essa molécula é composta por duas tas antiparalelas compostas por nucleotídeos: um grupamento fosfato, um açúcar (Desoxirribose) e uma base nitrogenada, que varia entre Guanina, Citosina, Timina e Adenina, como mostra a Figura 11 [44].

Figura 11 Molécula de DNA: Fitas antiparalelas ligadas pelas bases nitrogenadas.

Fonte: Adaptado de Princípios de Bioquímica de Lehninger (2014) [45].

O mecanismo de ação direta da radiação ionizante no corpo humano refere-se à ionização direta da molécula de DNA. Essas ionizações podem ocorrer nas ligações de hidrogênio entre as bases nitrogenadas, na ligação fosfodiéster entre o grupamento fosfato de um nucleotídeo e uma desoxirribose da mesma ta, e em outras regiões da molécula. Se a célula não reparar adequadamente os danos causados ao DNA, é possível que erros genéticos se propaguem a partir das divisões celulares [46].

Sendo assim, dependendo do tipo de radiação ionizante, da energia associada, da taxa de danos causados ao DNA e da região de ionização nessa molécula, reações teciduais podem aparecer, fato que pode culminar na falta de funcionalidade de um tecido ou órgão. Além disso, efeitos estocásticos podem surgir após um período de tempo considerável, haja vista que não há um limiar de dose para esses efeitos, estando eles associados à aleatoriedade da interação da radiação com a matéria e dos mecanismos de reparo do DNA [46].

2.3.2 MECANISMO INDIRETO DA RADIAÇÃO IONIZANTE NO CORPO

Grande parte do corpo humano é composta por água. Sendo assim, o mecanismo indireto da radiação ionizante trata-se da ionização da molécula de água (H_2O). Essa

ionização, portanto, resulta na fragmentação de moléculas de água, produzindo radicais livres no meio, que, muitas vezes, formam peróxido de hidrogênio (H_2O_2), um agente altamente reativo que pode interagir com a molécula de DNA, causando danos [47].

2.3.3 EFEITOS ESTOCÁSTICOS

Os efeitos estocásticos resultam de mutações em células sadias, podendo levar ao desenvolvimento de câncer ou a efeitos hereditários. Esses efeitos podem ocorrer tanto em células somáticas quanto germinativas, afetando diretamente o indivíduo exposto à radiação ou seus descendentes [48].

Diferentemente das reações teciduais, os efeitos estocásticos não possuem um limiar de dose, ou seja, podem surgir a partir de qualquer exposição à radiação ionizante. Entretanto, a probabilidade de ocorrência é muito baixa para doses reduzidas. Além disso, o tempo de latência para o aparecimento desses efeitos pode ser longo, chegando a vários anos, e nem toda pessoa exposta desenvolverá, necessariamente, consequências adversas [48].

2.3.4 REAÇÕES TECIDUAIS

As reações teciduais, também conhecidas como efeitos determinísticos, apresentam um limiar de dose para sua ocorrência. Ademais, a gravidade dessas reações aumenta conforme a dose ou a taxa de dose recebida. Dependendo da exposição, os efeitos podem se manifestar de forma imediata, dentro de poucas semanas, ou de maneira tardia, após alguns meses [49].

Entre os efeitos imediatos, destacam-se o eritema, a mucosite e a queda de pelos. Já entre os efeitos tardios, incluem-se a esterilidade, a depressão hematopoética e a catarata. A Tabela 3 evidencia os limiares de doses e as reações teciduais associadas.

Tabela 3 Limiares de dose para reações teciduais em adultos humanos.

Efeito	Limiar de dose		
	Dose única aguda (Gy)	Dose alta total fracionada (Gy)	Taxa anual de dose fracionada (Gy/ano)
Esterelidade permanente	3,5 - 6,0	não aplicável	2,0
Catarata	5,0	> 8	> 0,15
Depressão hematopoética	0,5	não aplicável	> 0,4

Fonte: Adaptado de ICRP-103 (2007) [50].

Portanto, a monitoração do cristalino é de extrema importância, tanto para o cumprimento das normas da CNEN quanto para a preservação da saúde dos IOEs, visto que a exposição à radiação ionizante pode resultar em efeitos nocivos, como a catarata.

2.4 DOSE ABSORVIDA

A Dose Absorvida $\hat{D}\bullet$ é uma grandeza não estocástica de alta relevância na área da Física Médica. Por de nição, caracteriza-se pelo valor esperado da energia depositada em uma massa in nitesimal dm, localizada em um ponto dentro de um volume in nitesimal dv. Como a irradiação de um volume promove um número extremamente elevado de interações, a energia depositada pode ser tratada como uma média estatística bem de nida. Dessa forma, é possível representar a Dose Absorvida conforme descrito na Equação 2.7 [51]. Sua unidade é o joule por quilograma (J/kg), também conhecida como gray (Gy).

$$D \quad \frac{d}{dm} \tag{2.7}$$

Onde, de forma simpli cada:

$$\hat{R}_{in}\bullet_{c;u} \quad \hat{R}_{out}\bullet_{c;u} \quad Q \; Q \tag{2.8}$$

1. $\hat{R}_{in}\bullet_{c;u}$: Energia radiante que entra no volume por partículas carregadas e não carregadas;
2. $\hat{R}_{out}\bullet_{c;u}$: Energia radiante que sai do volume por partículas carregadas e não carregadas;
3. $P\,Q$: Somatório da conversão de energia em massa e da conversão massa em energia dentro do volume.

Portanto, a Dose Absorvida quanti ca a energia transferida de fótons ou nêutrons para partículas carregadas que é, posteriormente, depositada no volume analisado. Além disso, considera a energia diretamente depositada por partículas carregadas no mesmo volume [51].

2.5 GRANDEZAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

As grandezas de proteção radiológica são essenciais para avaliar e limitar os riscos associados à exposição à radiação ionizante. Elas não são mensuráveis, mas permitem estimar os possíveis efeitos biológicos da radiação nos tecidos e órgãos humanos, facilitando a aplicação de medidas de segurança para IOEs e para o público em geral, caso as condições de irradiação sejam conhecidas [52].

Entre as principais grandezas, destacam-se a Dose Equivalente (H_T) e a Dose Efetiva (E), nas quais ambas as grandezas são expressas em Sievert (Sv), a unidade utilizada em proteção radiológica.

2.5.1 DOSE EQUIVALENTE

A Dose Equivalente é uma grandeza fundamental na proteção radiológica, projetada para avaliar o risco associado à exposição de tecidos ou órgãos especí cos à radiação. Essa grandeza relaciona a Dose Absorvida média (D) em um tecido ou órgão e o fator de ponderação da radiação (w_R), que leva em conta o tipo de radiação ao qual o tecido ou órgão foi exposto, conforme descrito pela Equação 2.9 [53].

$$H_T \quad \underset{R}{Q} \; D_{T;R} \quad w_R \tag{2.9}$$

O fator de ponderação (w_R) é de nido pela ICRP com base no tipo de radiação e seu potencial de causar danos biológicos a longo prazo, como efeitos estocásticos, incluindo câncer e mutações genéticas (Tabela 4) [1]. Além disso, esse fator é adimensional, enquanto a Dose Absorvida (D) é expressa em Joules por quilograma (J/kg), também conhecida como Gray (Gy). Dessa forma, a Dose Equivalente (H_T) mantém a mesma unidade de medida, J/kg, mas por se tratar de uma grandeza utilizada especi camente na proteção radiológica, sua unidade recebe o nome de Sievert (Sv).

Tabela 4 Fator de peso da radiação para diferentes tipos de radiação.

Tipo de radiação detectada	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias[a]	1
Partículas , fragmentos de ssão, núcleos pesados	20

[a] Excluindo elétrons Auger emitidos por radionuclídeos ligados ao DNA, para os quais se aplicam considerações especiais de microdosimetria.

Fonte: Adaptado de Física das Radiações (2010) [54].

Assim, a Dose Equivalente é uma grandeza crucial para avaliar o risco associado à exposição de tecidos especí cos, considerando não apenas a energia depositada, mas também o tipo de radiação envolvida.

2.5.2 DOSE EFETIVA

A Dose Efetiva, assim como a Dose Equivalente, é uma grandeza fundamental na limitação da dose ocupacional. Entretanto, essa grandeza vai além do fator de ponderação da radiação (w_R), incorporando, também, o fator de ponderação relacionado à radiossensibilidade dos diferentes tecidos e órgãos [55]. De forma mais detalhada, a Dose Efetiva é calculada como o somatório das doses equivalentes recebidas por todos os tecidos e órgãos, ponderadas pelo respectivo fator de radiossensibilidade (w_T), re etindo a contribuição de cada um no risco total associado à exposição à radiação, como mostra a Equação 2.10.

O fator de ponderação de tecido ou órgão (w_T) é de nido pela ICRP em estudos epidemiológicos recentes de sobreviventes das bombas atômicas de Hiroshima e Nagasaki, além de outras dosimetrias mais precisas (Tabela 5) [50]. Por se tratar de uma grandeza utilizada especi camente na proteção radiológica, sua unidade recebe o nome de Sievert (Sv).

$$E \quad Q_T \; H_T \quad w_T \tag{2.10}$$

Tabela 5 Fatores de ponderação de radiossensibilidade para diferentes tecidos e órgãos.

Tecido ou órgão	w_T (2007)
Gônadas	0,08
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Mama	0,12
Bexiga	0,04
Fígado	0,04
Superfície do osso	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01
Pele	0,01
Restante	0,12

Fonte: ICRP-103 (2007) [50].

Logo, a Dose Efetiva (E) é uma grandeza abrangente que permite avaliar o risco total da exposição à radiação, considerando a sensibilidade de diferentes tecidos e órgãos, sendo fundamental para a proteção radiológica.

2.6 GRANDEZAS OPERACIONAIS

As grandezas operacionais são de fundamental importância na área da Física Médica, visto que auxiliam no controle da limitação de dose ocupacional. Essas grandezas são utilizadas na limitação de dose e são estimadas por instrumentos como dosímetros individuais. Sendo assim, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU, do inglês International Commission on Radiation Units & Measurements) e a ICRP incluíram as grandezas operacionais com a nalidade de relacionar as grandezas que não são mensuráveis e o campo de radiação externo [56].

2.6.1 EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL $H_p(d)$

O Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$, expresso em Sievert (Sv), é uma grandeza diretamente associada à monitoração de IOEs. Essa grandeza relaciona a Dose Absorvida em um ponto especí co do corpo humano, a uma profundidade d, em milímetros, com o fator de qualidade Q da radiação nesse ponto [57]. Os valores de $H_p(d)$ são rotineiramente obtidos pelos IOEs por meio de dosímetros previamente calibrados, com o objetivo de estimar a dose recebida em tecidos, órgãos ou no corpo inteiro.

Por exemplo, $H_p(10)$ refere-se à Dose Efetiva de corpo inteiro, enquanto $H_p(3)$ e $H_p(0.07)$ correspondem, respectivamente, à Dose Equivalente no cristalino e em extremidades, durante o período de uso do dosímetro.

O fator de qualidade Q, por sua vez, é uma grandeza adimensional que avalia os efeitos potenciais de diferentes tipos de radiação ionizante nos tecidos humanos. Esse fator foi estabelecido pela ICRP como uma função dependente da Transferência de Energia Linear Não Restrita (L_∞), que descreve a densidade de energia transferida por unidade de comprimento da trajetória da radiação [58]. É importante ressaltar que para a avaliação de efeitos biológicos, o fator Q possui os mesmos valores de w_R [59].

2.7 DOSIMETRIA

A dosimetria está diretamente relacionada à medição de grandezas como a Dose Absorvida e a Taxa de Dose Absorvida [59]. A prática de dosimetria, especialmente a dosimetria externa, é amplamente empregada para monitorar e controlar as doses ocupacionais, em conformidade com a norma CNEN-NN-3.01, que estabelece limites de dose para diferentes órgãos e para o corpo inteiro, como mostra a Tabela 6.

Os IOEs utilizam dosímetros pessoais durante as atividades laborais, geralmente por períodos de 30 dias. Após esse intervalo, os dosímetros são recolhidos, lidos, e um relatório com as doses registradas é disponibilizado para análise e controle. Simultaneamente, uma nova remessa de dosímetros é distribuída, garantindo o monitoramento contínuo durante todo o tempo de trabalho [60].

Tabela 6 Limites de Dose Anuais[a].

Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto	Indivíduo do público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	20 mSv[b]	1 mSv[c]
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv[b]	15 mSv
Dose Equivalente	Pele[d]	500 mSv	50 mSv
Dose Equivalente	Mãos e pés	500 mSv	

[a] Para ns de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.
[b] Este valor de limite de dose efetiva para corpo inteiro ou dose equivalente para cristalino pode, alternativamente, ser a média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.
[c] Se a CNEN considerar pertinente, poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos não exceda 1 mSv por ano.
[d] Valor médio em 1 cm^2 de área, na região mais irradiada.

Fonte: Norma CNEN-NN-3.01 [1].

A dosimetria OSL e a dosimetria TL são as duas técnicas de dosimetria externa mais amplamente utilizadas em clínicas e hospitais para a monitoração individual das doses ocupacionais [61].

2.7.1 DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE (TLD)

TLD é uma técnica de dosimetria externa amplamente empregada em hospitais, clínicas e também em pesquisas cientí cas. Essa técnica utiliza dosímetros passivos, que acumulam informações, após a irradiação do dosímetro, recebidas durante um determinado período de tempo. Em ambientes hospitalares e clínicos, esse período geralmente corresponde a um mês, ao nal do qual o dosímetro é lido e fornece leituras sobre a Dose Equivalente ou a Dose Efetiva recebida, expressa na unidade de Sievert (Sv).

Os dosímetros Termoluminescentes (TL, do inglês Thermoluminescent) são constituídos por materiais cristalinos, sendo o Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti) um dos mais utilizados devido à sua alta sensibilidade e estabilidade. Esses materiais são sólidos cristalinos, nos quais os átomos estão dispostos em um padrão tridimensional repetitivo por todo o sólido [62]. Essa organização atômica origina bandas de energia, que são formadas pela superposição dos níveis atômicos individuais, conforme ilustrado na Figura 12.

Figura 12 Bandas de energia em um sólido.

Fonte: O Autor (2025).

Uma característica essencial dos materiais termoluminescentes é a capacidade de armazenar elétrons em "armadilhas" na banda proibida da estrutura cristalina. A banda proibida é uma região onde, em condições normais, não existem níveis eletrônicos disponíveis. Entretanto, a introdução de dopagem, como Magnésio e Titânio, cria imperfeições na rede cristalina que resultam em níveis energéticos adicionais [63].

Após a irradiação do cristal, ocorre a excitação de um elétron da banda de valência para a banda de condução, deixando um buraco na banda de valência. Nesse estado, o elétron pode se mover livremente dentro do material. Porém, devido ao alto nível de impurezas introduzidas no cristal durante o processo de dopagem, torna-se altamente provável que esse elétron na banda de condução seja capturado por uma armadilha de elétrons na banda proibida. Esses elétrons aprisionados, por sua vez, permanecem estáveis até que uma fonte de excitação externa, como calor, seja aplicada ao material. Durante o processo de leitura dos dosímetros termoluminescentes, o cristal é aquecido, fornecendo energia su ciente para liberar os elétrons das armadilhas. Diante disso, ao retornar para níveis de energia mais baixos, como na banda de valência, os elétrons liberam o excesso de energia em forma de luz visível, como mostra a Figura 13. A intensidade dessa luz é diretamente proporcional à quantidade de elétrons aprisionados, que, por sua vez, é proporcional à energia depositada no material [63].

A luz emitida pela luminescência é convertida em pulsos elétricos por meio de fotomultiplicadoras integradas à leitora dos dosímetros. Com uma calibração adequada, é possível correlacionar a quantidade de carga gerada pela conversão da luminescência com a energia depositada no material pela radiação incidente, o que permite determinar a Dose Equivalente ou Dose Efetiva. Esse mecanismo, baseado na captura, armazenamento e liberação controlada de elétrons, constitui a base do funcionamento da dosimetria termoluminescente. Ele possibilita o monitoramento e caz dos IOEs, garantindo a proteção

radiológica e a conformidade com as normas estabelecidas pela CNEN.

Figura 13 Modelo simplificado de um material TL.

Fonte: Adaptado de Physics and Engineering of Radiation Detection (2015) [64].

2.7.2 DOSIMETRIA POR LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSLD)

OSLD é uma técnica de dosimetria externa que se destaca por permitir múltiplas leituras com o mesmo dosímetro, com a aplicação de um fator de correção. Diferentemente da dosimetria TL, que requer aquecimento do material para liberar os elétrons aprisionados, os dosímetros por Luminescência Opticamente Estimulada (OSL, do inglês Optically Stimulated Luminescence) utilizam luz visível para induzir a liberação dos elétrons [65].

O material mais utilizado em dosímetros OSL é o cristal de Óxido de Alumínio dopado com Carbono (Al_2O_3 : C), devido à sua elevada sensibilidade à radiação e à baixa atenuação de sinal com o tempo [66]. Esse material apresenta uma relação direta entre a intensidade da luz emitida e a Dose Absorvida, garantindo medições confiáveis mesmo em exposições muito baixas.

Na dosimetria OSL, o processo de leitura envolve a exposição do dosímetro a uma fonte de luz visível, adequada para excitar os elétrons aprisionados nas armadilhas criadas pelo processo de dopagem. Esses elétrons retornam para a banda de valência, liberando luz com comprimento de onda menor que a luz de excitação do material, como mostram as Figuras 15(a) e 15(b). Essa luz é então detectada por fotomultiplicadoras, que convertem o sinal óptico em pulsos elétricos, permitindo, assim, uma leitura de dose a partir de uma calibração adequada [67].

Figura 14 Excitação do material e emissão de luz visível para leitura.

Fonte: Adaptado de Optically Stimulated Luminescence Fundamentals And Applications (2011) [68].

Figura 15 Espectro de (a) Emissão e (b) excitação do material Al_2O_3 C• irradiado com 1 Gy.

Fonte: Adaptado de Optically Stimulated Luminescence Fundamentals And Applications (2011) [69].

Entre as vantagens da OSL estão a alta reprodutibilidade dos resultados, a possibilidade de reanálise do mesmo dosímetro, e a capacidade de detectar doses acumuladas mesmo após longos períodos de exposição. Além disso, a técnica apresenta menor suscetibilidade a erros associados a condições ambientais, como calor ou umidade, em comparação com a TLD [70].

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve a organização dos grupos, bem como a coleta dos dados durante o período do estudo, os dispositivos utilizados na monitoração da exposição ocupacional dos IOEs, e os procedimentos adotados para o posicionamento dos dosímetros.

3.1 DIVISÃO DE GRUPOS

A amostra foi composta por dezesseis IOEs, de ambos os sexos, atuantes na Medicina Nuclear do HUCFF/RJ. A seleção considerou a função exercida e o nível esperado de exposição à radiação.

Em cada remessa - correspondente a um mês de monitoramento - foram empregados 16 dosímetros de cristalino e 16 de tórax, distribuídos entre os grupos ocupacionais da seguinte forma:

1. Radiofarmácia (n = 6);
2. Enfermagem/técnicos de enfermagem (n = 7);
3. Técnicos em radiologia (n = 3).

Cada um dos 16 pro ssionais recebeu, por remessa:

1. Um Dosímetro de Cristalino H_pˆ3•, posicionado junto ao olho direito;
2. Um Dosímetro de Tórax H_pˆ10•, xado na altura do tórax.

3.2 PERÍODO DE UTILIZAÇÃO DOS DOSÍMETROS

O estudo foi realizado ao longo de três meses - maio, junho e setembro de 2024 -, durante os quais os pro ssionais utilizaram simultaneamente os dosímetros de cristalino e de tórax. Ao todo, foram realizadas três remessas, resultando em 48 leituras: 18 referentes a radiofarmacêuticos, 21 a enfermeiros e técnicos de enfermagem, e 9 a técnicos em radiologia que atuavam com SPECT e PET/CT.

3.3 DOSÍMETROS

Os Dosímetros Termoluminescentes (TL), utilizados para a leitura do cristalino, e os Dosímetros por Luminescência Opticamente Estimulada (OSL), aplicados para o corpo inteiro, foram fornecidos, calibrados e lidos pela empresa Sapra Landauer. A utilização desses dispositivos teve como objetivo garantir medições con áveis das doses recebidas pelos pro ssionais, respeitando os padrões exigidos pela legislação nacional.

3.3.1 DOSÍMETRO DE CRISTALINO

Os dosímetros de cristalino foram confeccionados com Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti), material reconhecido pela sensibilidade e estabilidade em medições de radiação ionizante. Esses Dosímetros TL são projetados para estimar o Equivalente de Dose Pessoal $H_p(3)$, correspondente à profundidade do cristalino. As especi cações técnicas encontram-se na Tabela 7.

Tabela 7 Ficha técnica dosímetro VISION.

Característica	Especi cação
Tipo de radiação detectada	Raio X e Gama
Faixa de linearidade	0,10 mSv a 10 Sv
Faixa de energia	24 keV a 1,25 MeV
Faixa de dose	0,10 mSv a 10 Sv
Detecção mínima	0,1 mSv

Fonte: Adaptado de Sapra Landauer [71].

O posicionamento foi realizado de forma a representar adequadamente a exposição real do cristalino. Foram utilizados dois métodos:

1. Quando o IOE fazia uso de óculos de grau ou de proteção, o dosímetro era xado na haste direita dos óculos;
2. Nos casos em que não havia uso de óculos, foi utilizado um elástico ajustável, com o dosímetro posicionado próximo ao olho direito.

Figura 16 Utilização dos dosímetros com (i) óculos de grau e (ii) elástico.

Fonte: O Autor (2025).

3.3.2 DOSÍMETRO DE TÓRAX

Os dosímetros de tórax foram confeccionados com ltros de plástico e metais (alumínio e cobre), contendo quatro detectores de Al_2O_3 C, conhecidos pela alta sensibilidade e resposta estável à radiação. Esses dosímetros OSL foram utilizados para a estimativa do Equivalente de Dose Pessoal H_p(10), representando a Dose Efetiva de corpo inteiro. As especi cações estão na Tabela 8.

Tabela 8 Ficha técnica dosímetro Inlight.

Característica	Especi cação
Tipo de radiação detectada	Raio X e Gama
Faixa de linearidade	10 µSv a 10 Sv
Faixa de energia	5 keV a 20 MeV
Faixa de dose	10 µSv a 10 Sv
Detecção mínima	50 µSv

Fonte: Adaptado de Sapra Landauer [72].

O posicionamento foi realizado na região torácica, conforme a Figura abaixo:

Figura 17 Dosímetro na região do tórax.

Fonte: O Autor (2025).

3.4 EXPOSIÇÃO DOS IOES

No setor de Medicina Nuclear do hospital analisado, a maior parte dos radiofármacos utilizados nos exames realizados com gama câmara é marcada com Tc-99m, radionuclídeo amplamente empregado devido às suas propriedades físico-químicas favoráveis e à emissão gama com energia adequada para diagnóstico. Nos exames de PET/CT, por sua vez, o radionuclídeo mais frequentemente utilizado é o F-18, emissor de partículas

Durante seu decaimento, o F-18 emite pósitrons que, ao interagirem com elétrons do meio, sofrem aniquilação - processo que resulta predominantemente na emissão de dois fótons de 511 keV, emitidos em direções opostas. Dessa forma, os IOEs participantes da pesquisa estavam sujeitos à radiação gama oriunda tanto do Tc-99m quanto dos fótons de aniquilação gerados pelo F-18, a depender da natureza dos procedimentos acompanhados.

A Tabela 9 apresenta as principais atividades desempenhadas pelos IOEs, bem como o tipo de radiação associada a essas funções e as respectivas energias emitidas pelos radionuclídeos utilizados nos procedimentos.

Tabela 9 Atividades desempenhadas pelos IOEs, tipo de radiação envolvida e energia emitida pelos radionuclídeos.

Função e atividade principal	Tipo de radiação	Energia emitida
Radiofarmacêuticos - preparo dos radiofármacos marcados com Tc-99m e F-18	Gama / Aniquilação ( )	140 keV / 511 keV
Enfermeiros - administração de radiofármacos e cuidados com pacientes	Gama / Aniquilação ( )	140 keV / 511 keV
Técnicos em radiologia - posicionamento e aquisição de imagens	Gama / Aniquilação ( )	140 keV / 511 keV

Fonte: O Autor (2025).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 LIMITAÇÕES PRÁTICAS

Algumas limitações no controle da pesquisa impactaram diretamente a quantidade de dados obtidos. A proposta inicial previa o uso simultâneo dos dosímetros de tórax e de cristalino durante toda a jornada de trabalho dos IOEs. No entanto, não foi possível veri car de forma e caz se todos os participantes mantiveram esse uso contínuo ao longo de suas atividades.

A principal limitação técnica esteve relacionada à utilização de dosímetros com limite mínimo de detecção de 0,1 mSv, tanto para a Dose Equivalente quanto para a Dose Efetiva. Essa restrição, somada a diversos fatores operacionais, contribuiu para que tanto a exposição dos IOEs quanto o registro dos dosímetros permanecessem em níveis muito baixos.

Entre os fatores observados, destaca-se a carga horária reduzida da maioria dos participantes, que atuavam apenas dois dias por semana. Com isso, o uso efetivo dos dosímetros se restringiu a cerca de oito dias por mês, em vez dos 20 dias inicialmente previstos. Além disso, ao menos um dos pro ssionais se ausentou do serviço durante uma das remessas por estar em período de férias, o que reduziu ainda mais a coleta de dados.

Outro fator de grande impacto foi a paralisação do setor de Medicina Nuclear do hospital, ocasionada por questões administrativas. A interrupção, iniciada por volta de outubro de 2024 e estendida até, pelo menos, junho de 2025, inviabilizou a continuidade da pesquisa e a obtenção de uma amostra mais robusta para ns comparativos.

4.2 DADOS OBTIDOS

Durante o estudo, 48 leituras foram obtidas durante os meses de maio, junho e setembro do ano de 2024, como mostram as Tabelas 10, 11 e 12:

Tabela 10 Leitura dos dosímetros no mês de maio de 2024.

Leitura	H_pˆ3• (mSv)	H_pˆ10• (mSv)
01	0,4	ANR
02	ANR	ANR
03	ANR	ANR
04	0,2	ANR
05	ANR	ANR
06	0,1	0,5
07	0,1	ANR
08	ANR	ANR
09	0,1	0,2
10	0,3	ANR
11	ANR	ANR
12	ANR	ANR
13	0,2	ANR
14	0,1	ANR
15	0,3	0,1
16	ANR	ANR

ANR: Abaixo do Nível de Registro.

Fonte: O Autor (2025).

Tabela 11 Leitura dos dosímetros no mês de junho de 2024.

Leitura	H_pˆ3• (mSv)	H_pˆ10• (mSv)
17	0,3	0,1
18	ANR	ANR
19	ANR	ANR
20	ANR	ANR
21	0,1	ANR
22	ANR	ANR
23	ANR	ANR
24	ANR	ANR
25	0,1	ANR
26	0,2	ANR
27	ANR	ANR
28	ANR	ANR
29	0,1	ANR
30	ANR	ANR
31	0,3	0,2
32	0,1	0,1

ANR: Abaixo do Nível de Registro.

Fonte: O Autor (2025).

Tabela 12 Leitura dos dosímetros no mês de setembro de 2024.

Leitura	H_pˆ3• (mSv)	H_pˆ10• (mSv)
33	ANR	ANR
34	ANR	ANR
35	ANR	ANR
36	ANR	ANR
37	ANR	ANR
38	ANR	ANR
39	ANR	ANR
40	ANR	ANR
41	ANR	ANR
42	ANR	ANR
43	ANR	ANR
44	ANR	ANR
45	ANR	ANR
46	ANR	ANR
47	ND	ANR
48	0,1	ANR

ANR: Abaixo do Nível de Registro.

Fonte: O Autor (2025).

4.3 DADOS COMPARÁVEIS

Observou-se que a maior parte das leituras (87,5%) registrou valores classi cados como Abaixo do Nível de Registro (ANR). A CNEN considera que todos os valores de dose menores que 0,1 mSv têm a indicação ANR e são consideradas iguais a zero na obtenção da dose acumulada no ano [1]. Essa predominância de registros ANR impactou diretamente a obtenção de dados comparáveis, restringindo as possibilidades de análise estatística. Além disso, os relatórios mensais apresentaram utuações signi cativas:

1. Maio: 9 leituras de $H_p(3)$, 3 de $H_p(10)$ e 3 pares comparáveis;
2. Junho: 7 leituras de $H_p(3)$, mantendo 3 de $H_p(10)$ e 3 comparáveis;
3. Setembro: Apenas 1 leitura de $H_p(3)$ e nenhuma de $H_p(10)$.

Essas utuações podem estar atreladas ao cronograma de remessas: enquanto as duas primeiras ocorreram em meses consecutivos, maio e junho, a terceira foi adiada por três meses devido à escassez de pares comparáveis nos períodos iniciais, sendo realizada, portanto, em setembro. Essa demora foi agravada, também, devido ao tempo de aproximadamente um mês para produção dos relatórios de doses pela empresa.

A escassez de leituras comparáveis pode decorrer tanto da reduzida carga horária dos IOEs, que atuam dois dias semanais no HUCFF, quanto das medidas de proteção radiológica, como o uso de óculos plumbíferos, blindagem de seringas e controle do tempo de exposição. Essas práticas, embora essenciais para a segurança ocupacional, resultaram predominantemente em leituras ANR, limitando assim a obtenção de dados mensuráveis para análise comparativa.

Do total de 48 leituras realizadas, apenas 6 (12,5%) apresentaram valores mensuráveis para ambas as grandezas ($H_p(3)$ e $H_p(10)$). Apesar do tamanho amostral limitado, esses pares permitiram uma análise preliminar da correlação entre as doses no cristalino e as de corpo inteiro, conforme detalhado na Tabela 13.

Tabela 13 Leituras comparáveis e seus respectivos quocientes.

Leitura	$H_p(3)$ (mSv)	$H_p(10)$ (mSv)	$H_p(3)/H_p(10)$
06	0,1	0,5	0,2
09	0,1	0,2	0,5
15	0,3	0,1	3,0
17	0,3	0,1	3,0
31	0,3	0,2	1,5
32	0,1	0,1	1,0

Fonte: O Autor (2025).

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa R, com o auxílio do RCommander, uma interface grá ca que facilita a execução de análises de dados e modelagem estatística de forma e ciente.

A ideia central do trabalho foi obter um fator de associação entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$, com o objetivo de permitir a estimativa do Equivalente de Dose no cristalino a partir dos dosímetros de tórax já utilizados na rotina dos serviços de Medicina Nuclear. Além disso, planejou-se investigar, por meio de um teste ANOVA, se os fatores de associação variam entre os grupos ocupacionais (radiofarmacêuticos, enfermeiros e técnicos de enfermagem, e técnicos em radiologia). Isso porque esses diferentes grupos são expostos de formas diferentes, devido suas funções. Sendo assim, a investigação de um fator de associação especí co para cada grupo seria prudente, caso houvesse diferenças signi cativas constatadas pelo teste ANOVA.

Entretanto, a predominância de leituras ANR di cultou a obtenção de dados comparáveis, limitando as análises estatísticas. Apenas 6 leituras comparáveis válidas foram obtidas, distribuídas de forma heterogênea entre os grupos, o que inviabilizou a aplicação do teste ANOVA. Para que o teste ANOVA seja robusto, é necessário um número maior de observações em cada grupo. No presente estudo, a maioria dos grupos teve poucas ou nenhuma leitura válida, o que tornaria a análise estatisticamente enviesada.

4.4.1 CORRELAÇÃO ENTRE $H_p(3)$ e $H_p(10)$

As grandezas $H_p(3)$ e $H_p(10)$, obtidas através de dosímetros pessoais, são fundamentais para avaliar a exposição dos IOEs em relação aos limites estabelecidos pela CNEN. Enquanto $H_p(10)$ representa a Dose Efetiva - calculada a partir da soma das Doses Equivalentes em todos os tecidos e órgãos, considerando cada radiosensibilidade - $H_p(3)$ especi camente avalia a Dose Equivalente no cristalino. Na prática, como a dose no cristalino contribui para a Dose Efetiva, era esperado que houvesse certa correlação entre essas duas grandezas nos resultados.

Para as 6 leituras comparáveis, o teste de correlação de Spearman foi utilizado para a análise do grau de correlação entre as grandezas $H_p(3)$ e $H_p(10)$. A análise de correlação de Spearman demonstrou um grau moderado de correlação ($0,42$) entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$, embora sem signi cância estatística ($p = 0,40$). Esse resultado, obtido em condições reais de trabalho com amostra limitada, sugere um padrão não esperado: à medida que $H_p(3)$ aumenta, $H_p(10)$ tende a diminuir.

4.4.2 FATOR DE ASSOCIAÇÃO

O fator de associação médio encontrado foi de $1{,}53 \pm 0{,}50$ (erro padrão da média), calculado a partir dos seis pares de medições comparáveis. A alta variabilidade entre os quocientes - desvio padrão de $1{,}22$, com valores entre $0{,}2$ e $3{,}0$ - re ete diferenças nas condições de exposição ocupacional. Portanto, em média, a Dose Equivalente no cristalino ($H_p(3)$) corresponde a 153% da Dose Efetiva de corpo inteiro ($H_p(10)$).

Do ponto de vista teórico, a grandeza $H_p(10)$ representa a Dose Efetiva de corpo inteiro e inclui, entre outros tecidos e órgãos, a contribuição da dose recebida pelo cristalino. Assim, seria razoável esperar que, à medida que a dose no cristalino aumenta, $H_p(10)$ também apresentasse crescimento proporcional. A partir dessa lógica, a razão $H_p(3)/H_p(10)$ - assim como o fator de associação - tenderia a assumir valores menores que 1, já que $H_p(10)$ engloba diversas contribuições teciduais além do cristalino.

No entanto, esse comportamento não foi observado no presente estudo. O valor médio da razão encontrado foi superior a 1, indicando que, em determinadas situações, a dose no cristalino pode ultrapassar a Dose Efetiva estimada pelo dosímetro de tórax. Esse resultado sugere que a exposição ao cristalino pode ocorrer de maneira localizada, mas não re etida de forma proporcional na composição da Dose Efetiva, especialmente em situações com geometria desfavorável ou blindagens parciais do corpo.

Ainda assim, por meio dos dosímetros de tórax, já utilizados rotineiramente pelos IOEs, é possível obter uma estimativa prática da grandeza $H_p(3)$, conforme sugere a equação abaixo:

$$H_p(3) \approx 1{,}53 \cdot H_p(10) \qquad (4.1)$$

Ou seja, para um IOE com $H_p(10) = 1{,}0$ mSv em determinado mês, a Dose Equivalente estimada no cristalino seria de aproximadamente $1{,}53$ mSv.

4.4.2.1 COMPARAÇÃO DO FATOR DE ASSOCIAÇÃO COM A LITERATURA

O fator médio de associação entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$ obtido foi de $1{,}53 \pm 0{,}50$. Esse valor foi comparado com o fator médio de $0{,}70$, encontrado em um estudo realizado na Finlândia com trabalhadores de Medicina Nuclear [8].

Para mensurar a discrepância relativa (D_r) entre os dois resultados, utilizou-se a equação:

$$D_r = \frac{(1{,}53 - 0{,}70)}{0{,}70} = \frac{0{,}83}{0{,}70} = 1{,}19$$

Esse valor indica uma discrepância relativa de aproximadamente 119%, o que demonstra uma diferença substancial entre os fatores de associação. Ainda que o estudo da Finlândia não tenha explicitado a incerteza associada ao valor 0,70, essa diferença excede em muito a incerteza de 0;50 obtida no presente trabalho.

Esse resultado sugere que o fator de associação pode depender signi cativamente das condições locais de trabalho, técnicas utilizadas e características operacionais dos serviços de Medicina Nuclear analisados em cada estudo [8].

4.4.3 DISTRIBUIÇÃO DE $H_p(3)/H_p(10)$

O intervalo de con ança de 95% para a média da razão $H_p(3)/H_p(10)$ foi estimado como [0,25; 2,81]. Esse intervalo relativamente amplo evidencia a incerteza associada à estimativa, re exo da pequena amostra e da elevada dispersão entre as leituras individuais.

O uso do boxplot permitiu a visualização da distribuição das razões $H_p(3)/H_p(10)$:

Figura 18 Boxplot das razões entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$.

Fonte: O Autor (2025).

É possível observar, na Figura 18, que a mediana da razão foi inferior à média (1,53), indicando uma distribuição assimétrica com predomínio de valores mais baixos. Os dois valores de razão iguais a 3,0 aparecem como os mais elevados do conjunto, contribuindo para o desvio padrão elevado e caracterizando uma dispersão acentuada. Essa variação pode re etir diferenças nas condições de trabalho, no uso de equipamentos de proteção e na proximidade com fontes de radiação durante os procedimentos.

A Figura 19 apresenta o diagrama de dispersão entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$ para os seis pares de dados comparáveis obtidos durante o estudo, onde a linha tracejada corresponde à

regressão linear calculada pelo método dos mínimos quadrados:

Figura 19 Diagrama de dispersão entre $H_p(3)$ e $H_p(10)$.

Fonte: O Autor (2025).

A distribuição dos pontos evidencia a ampla variabilidade entre as razões individuais, com dados dispersos ao longo da linha de tendência e sem um padrão claro de crescimento proporcional entre as grandezas. Embora, teoricamente, esperasse-se uma relação direta - considerando que a dose no cristalino contribui para a Dose Efetiva -, os dados empíricos obtidos apontaram para um comportamento distinto.

A linha de regressão linear, embora gra camente ilustrada, reforça o achado estatístico de que não houve correlação signi cativa entre as grandezas (0;42, p 0;40). Isso sugere que, nas condições práticas de exposição avaliadas, a relação entre as doses $H_p(3)$ e $H_p(10)$ não é linear nem consistente o su ciente para ser generalizada sem ressalvas.

4.4.3.1 COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE $H_p(3)/H_p(10)$ COM A LITERATURA

Além da discrepância nos fatores de associação, também se observou uma diferença signi cativa na variabilidade das razões individuais $H_p(3)/H_p(10)$ entre os dois estudos.

No presente trabalho, os quocientes individuais variaram de 0;2 a 3;0, com desvio padrão de 1;22, re etindo ampla dispersão entre os dados.

Já no estudo realizado na Finlândia, os valores individuais da razão variaram entre 0;1 e 2;3, conforme descrito no artigo. Apesar de não ter sido informado o desvio padrão diretamente, o estudo relatou uma análise de homogeneidade com base na variância (^{2}). Para casos com $H_p(10)$ @0;1 mSv, observou-se ^{2} 0;43, enquanto para doses maiores, a