

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA



PAULA DUARTE CORREIA

Cálculo de blindagem em medicina nuclear no Brasil: diretrizes, metodologia e avaliação do impacto do uso de fatores não usuais na espessura final.

Uberlândia

2026

PAULA DUARTE CORREIA

Cálculo de blindagem em medicina nuclear no Brasil: diretrizes, metodologia e avaliação do impacto do uso de fatores não usuais na espessura final.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Ciências.

Linha de pesquisa: Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas.

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves.

Uberlândia

2026

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C824 2026	Correia, Paula Duarte, 1987- Cálculo de blindagem em medicina nuclear no Brasil: diretrizes, metodologia e avaliação do impacto do uso de fatores não usuais na espessura final. [recurso eletrônico] / Paula Duarte Correia. - 2026. Orientador: Lucio Pereira Neves. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Doutorado em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. DOI http://doi.org/10.14393/ufu.te.2026.57 Inclui bibliografia. 1. Engenharia biomédica. I. Neves, Lucio Pereira, 1982-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Doutorado em Engenharia Biomédica. III. Título. CDU: 62:61
--------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

PAULA DUARTE CORREIA

Cálculo de blindagem em medicina nuclear no Brasil: diretrizes, metodologia e avaliação do impacto do uso de fatores não usuais na espessura final.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Ciências.

Linha de pesquisa: Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas.

Uberlândia, 10 de fevereiro de 2026

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves (UFU)

Dra. Luciane Guerra Boanova (HMD-PA)

Prof. Dr Eder Rezende Moraes (USP)

Prof. Dr. Mauricio Foschini (UFU)

Prof^{ta}. Dr^a. Maria da Penha Albuquerque Potiens (IPEN)



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Tese, 019, PPGEB				
Data:	dez de fevereiro de dois mil e vinte e seis	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	18:00
Matrícula do Discente:	12213EBI002				
Nome do Discente:	Paula Duarte Correia				
Título do Trabalho:	Cálculo de blindagem em medicina nuclear no Brasil: diretrizes, metodologia e avaliação do impacto do uso de fatores não usuais na espessura final				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Dosimetria em tempo real de procedimentos de Radiologia Intervencionista empregando os Métodos de Monte Carlo e Machine Learning				

Reuniu-se via plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Mauricio Foschini - INFIS/UFU; Eder Rezende Moraes - FFCLRP - USP, Ribeirão Preto; Luciane Guerra Boanova - HMD-PA; Maria da Penha Albuquerque Potiens - IPEN-SP; Lucio Pereira Neves - PPGEB/UFU orientador da candidata.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Lucio Pereira Neves, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu à Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata:

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação

interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 11/02/2026, às 08:53, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Luciane Guerra Boanova, Usuário Externo**, em 11/02/2026, às 08:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Eder Rezende Moraes, Usuário Externo**, em 11/02/2026, às 09:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Mauricio Foschini, Professor(a) do Magistério Superior**, em 11/02/2026, às 09:01, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Maria da Penha Albuquerque Potiens, Usuário Externo**, em 11/02/2026, às 09:53, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **7054080** e o código CRC **E16B15DD**.

Dedico esta tese aos meus pais, pelo incentivo e
por sempre acreditarem e confiarem em mim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos professores Dr. Lucio Pereira Neves e Dra. Ana Paula Perini por todo o incentivo, apoio e compreensão nesta jornada.

Agradeço ao físico e amigo Walter Paes por ser o grande incentivador deste projeto. Agradeço por não medir esforços em compartilhar comigo sua experiência e amplo conhecimento do assunto. Aos colegas Renata, Daniel e Luciane pelas ricas discussões envolvendo aspectos regulatórios e projetos de cálculo de blindagem em medicina nuclear no Brasil, que motivaram parte das reflexões apresentadas nesta tese.

Agradeço a todos os colegas e amigos que me apoiaram nessa jornada. Por fim e mais importante, agradeço ao meu marido e pai dos meus filhos, Marcelo Luvizotto, pelo apoio incondicional.

Ao Laboratório de Instrumentação e Dosimetria (LInDa) da Universidade Federal de Uberlândia e aos colegas pesquisadores Victor Ossick, Fernanda Fuzato, Alessa Maschio e Felipe Beraldo pelo apoio e contribuição.

À Universidade Federal de Uberlândia e ao CNPq, por toda a infraestrutura e pelo apoio financeiro para realização deste trabalho de pesquisa. À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais, e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelos projetos que contribuíram para o desenvolvimento do trabalho: FAPEMIG - APQ-02934-15, FAPEMIG - APQ03049-15, CNPq-421603/2016-0, CNPq-420699/2016-3, CNPq-14520/2020-1, CNPq 312160/2023-2 e CNPq-312124/2021-0. Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia –Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT.INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3 e 424498/2025-1.

“Finalmente, irmãos, tudo o que é verdadeiro, tudo o que é respeitável, tudo o que é justo, tudo o que é puro, tudo o que é amável, tudo o que é de boa fama, se alguma virtude há e se algum louvor existe, seja isso que ocupe o vosso pensamento”.

Filipenses 4:8

RESUMO

O memorial de cálculo de blindagens radiológicas é uma exigência legal e requisito fundamental para a obtenção de autorização para construção e operação de serviços de medicina nuclear no Brasil. Apesar de sua relevância regulatória e técnica, observa-se que a literatura nacional e internacional apresenta abordagens fragmentadas, com lacunas na organização metodológica dos cálculos. Esta tese caracteriza-se como uma pesquisa aplicada regulatória, com o objetivo de consolidar e estruturar uma metodologia integrada para o cálculo de blindagens em serviços de medicina nuclear, adaptada à realidade regulatória e operacional brasileira. O trabalho fundamenta-se na compilação crítica da literatura especializada, na análise de referências consolidadas e na aplicação prática da metodologia em cenários representativos, contemplando ambientes de diagnóstico e terapia, múltiplas contribuições de dose e sistemas híbridos. São discutidos e avaliados fatores não usuais, frequentemente tratados de forma simplificada nos métodos convencionais, incluindo a definição do grupo crítico, a personalização dos fatores de ocupação, a consideração integrada de múltiplas contribuições de dose e a integração entre diferentes modalidades diagnósticas. É evidenciado que decisões usualmente consideradas secundárias podem produzir variações significativas na espessura final das blindagens, influenciando tanto a otimização radiológica quanto a viabilidade técnica e econômica dos projetos, mantendo-se o atendimento aos limites de dose estabelecidos em norma. A principal contribuição deste trabalho reside na compilação, organização e sistematização crítica de conceitos, parâmetros e formulações já consolidados na literatura, reinterpretados à luz da legislação nacional vigente e da experiência prática acumulada. Ao explicitar fatores pouco explorados e discutir suas implicações no cálculo de blindagens, a tese amplia o escopo das abordagens tradicionais e oferece subsídios para projetos mais realistas, contextualizados e alinhados às condições reais de operação dos serviços de medicina nuclear, além de servir como referência técnica para profissionais da área e para a avaliação regulatória.

Palavras-chave: cálculo de blindagens; medicina nuclear; proteção radiológica; memorial de cálculos de blindagem; grupo crítico; otimização.

ABSTRACT

Radiation shielding calculation reports are a legal requirement and a fundamental prerequisite for obtaining authorization for the construction and operation of nuclear medicine services in Brazil. Despite their regulatory and technical relevance, the national and international literature presents fragmented approaches, with gaps in the methodological organization of shielding calculations. This thesis is characterized as applied regulatory research, aiming to consolidate and structure an integrated methodology for radiation shielding calculations in nuclear medicine services, adapted to the Brazilian regulatory and operational context. The work is based on a critical compilation of the specialized literature, the analysis of consolidated references, and the practical application of the proposed methodology to representative scenarios, encompassing diagnostic and therapeutic environments, multiple dose contributions, and hybrid systems. Non-standard factors, often treated in a simplified manner in conventional methods, are discussed and evaluated, including the definition of the critical group, the customization of occupancy factors, the integrated consideration of multiple dose contributions, and the integration between different diagnostic modalities. It is demonstrated that decisions usually regarded as secondary may lead to significant variations in the final shielding thickness, affecting both radiological optimization and the technical and economic feasibility of projects, while maintaining compliance with dose limits established by regulations. The main contribution of this work lies in the compilation, organization, and critical systematization of concepts, parameters, and formulations already consolidated in the literature, reinterpreted in light of current national legislation and accumulated practical experience. By explicitly addressing underexplored factors and discussing their implications for shielding calculations, this thesis broadens the scope of traditional approaches and provides support for more realistic, context-aware designs aligned with the actual operating conditions of nuclear medicine services, while also serving as a technical reference for professionals in the field and for regulatory assessment.

Keywords: shielding calculation; nuclear medicine; radiological protection; shielding calculation report; critical group; optimization.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Representação esquemática do Cenário A.	61
Figura 2 – Representação esquemática do Cenário B.	67
Figura 3 – Representação esquemática do Cenário C com definição dos pontos de cálculo (a) e indicação das distâncias (b).	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Limites de dose	35
Tabela 2 – Fatores de Ocupação	38
Tabela 3 – Comparação de valores de constantes de taxa de dose em diferentes referências da literatura para o cálculo de blindagens em medicina nuclear. Os valores marcados com * indicam as constantes em que foi considerada a atenuação pelo paciente.	42
Tabela 4 – Tempo de meia-vida e constante de decaimento para os principais radionuclídeos utilizados na rotina clínica.	44
Tabela 5 – Valores de Camada Semirredutora e constantes de atenuação para os principais radionuclídeos utilizados na rotina clínica.	48
Tabela 6 – Parâmetros de ajuste do modelo de Archer para feixes de 511 keV.	49
Tabela 7 – Valores do fator de espalhamento k, CDTI _{vol} , comprimento irradiado e DLP para exames de cabeça e abdome.	55
Tabela 8 – Parâmetros de ajuste do modelo de Archer em TC de 120 e 140 kVp para chumbo e concreto.	55
Tabela 9 – Cálculos para variação A.2 com contribuição exclusiva do ¹³¹ I (a) e exclusiva do ¹⁷⁷ Lu (b).	63
Tabela 10 – Cálculos para variação A.2 com contribuição de 50% para cada radionuclídeo (a) e cálculo otimizado com contribuição de 95% para ¹³¹ I e 5% para ¹⁷⁷ Lu (b).	64
Tabela 11 – Parâmetros utilizados na variação A.3.....	65
Tabela 12 – Cálculos da variação A.3 e distribuição proporcional da contribuição de dose entre os radionuclídeos (a) seguida da distribuição otimizada da contribuição de dose (b).	66
Tabela 13 – Parâmetros utilizados no cenário B.	67
Tabela 14 – Cálculos de blindagem para o Cenário B com distribuição proporcional da contribuição de dose (a) e distribuição otimizada da contribuição entre os radionuclídeos (b).	70
Tabela 15 – Soma da dose total recebida pelo IOEg com 3,51 mmPb (a) e com ajuste da espessura na barreira 1 para manter o limite de dose dentro dos limites (b).	71
Tabela 16 – Exemplo de redistribuição das espessuras de blindagem entre as barreiras, considerando blindagem preexistente de 1 mmPb no Box 2 e ajuste da barreira 1 até o atendimento do limite de dose para o IOEg.	71
Tabela 17 – Validação do somatório das doses recebidas pelos indivíduos no Cenário B.	72
Tabela 18 – Parâmetros utilizados no cenário C para a TC.....	74

Tabela 19 – Parâmetros utilizados no cenário C para o PET.	75
Tabela 20 – Análise do grupo crítico para o cenário C.	76
Tabela 21 – Cálculos de blindagem para o Cenário C.	78
Tabela 22 – Destaque para o cálculo no ponto 6 com opções de blindagem em chumbo e concreto.	79
Tabela 23 – Cálculo dos custos com a aplicação de blindagens no Cenário C.	80
Tabela 24 – Ajuste do valor de $E(0)$ até atingir a espessura de blindagem em chumbo almejada para a variação C.1.	81

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ABFM	Associação Brasileira de Física Médica
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ANSN	Autoridade Nacional de Segurança Nuclear
CDR	Camada Decirredutora
CDTN	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CNSC	<i>Canadian Nuclear Safety Commission</i>
CRCN	Centro Regional de Ciências Nucleares
CSR	Camada Semirredutora
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
DLP	<i>Dose Length Product</i>
DRL	<i>Dose Reference Level</i> / Nível de Referência de Dose
DML	Depósito de Material de Limpeza
HVL	<i>Half-Value Layer</i>
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i> / Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> / Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IEN	Instituto de Engenharia Nuclear
INFIS	Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i>
ORNL	<i>Oak Ridge National Laboratory</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i> / Tomografia por Emissão de Pósitrons
RPA	<i>Radiation Protection Adviser</i>
RPII	<i>Radiological Protection Institute of Ireland</i>
SBMN	Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear e Imagem Molecular
SMN	Serviço de Medicina Nuclear
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> / Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único
TC	Tomografia Computadorizada
TVL	<i>Tenth-Value Layer</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	18
1.1	Segurança e regulamentação	18
1.2	Fundamentos do cálculo de blindagem.....	19
1.3	Exigências legais.....	21
1.4	Referências internacionais	22
1.5	Referências nacionais	25
1.6	Motivação	26
2	OBJETIVOS	27
2.1	Objetivo Geral.....	27
2.2	Objetivos Específicos	27
3	CÁLCULO DE BLINDAGENS EM MEDICINA NUCLEAR.....	28
3.1	Projeto de um Serviço de Medicina Nuclear	28
3.2	Grupo crítico	29
3.3	Carga de trabalho	30
3.4	Pontos de cálculo.....	31
3.5	Classificação das áreas	32
3.5.1	Áreas controladas	33
3.5.2	Áreas supervisionadas	33
3.5.3	Áreas livres.....	34
3.6	Limite de dose (P)	34
3.7	Fator de ocupação (T)	37
3.8	Constante de taxa de dose (Γ).....	40
3.9	Atividade acumulada (A_c)	43
3.10	Dose efetiva de uma fonte radioativa (E).....	45
3.11	Fator de transmissão (B)	46
3.12	Constante de atenuação (μ).....	47
3.13	Espessura de blindagem (x)	49
3.14	Seleção de radionuclídeos e procedimentos relevantes	50
3.15	Considerações para sistemas híbridos	51
3.16	Cálculo de blindagens em Tomografia Computadorizada	53
3.17	Múltiplas contribuições de dose	56
3.18	Consolidação da metodologia	57
3.19	Otimização.....	58

4	VALIDAÇÃO.....	60
4.1	Cenário A: Sala de injeção e corredor de circulação interna	61
4.1.1	<i>Variação A.1.....</i>	<i>61</i>
4.1.2	<i>Variação A.2.....</i>	<i>62</i>
4.1.3	<i>Variação A.3.....</i>	<i>65</i>
4.2	Cenário B: Corredor e salas de administração	66
4.2.1	<i>Descrição dos ambientes.....</i>	<i>67</i>
4.2.2	<i>Cálculo da espessura e otimização.....</i>	<i>68</i>
4.2.3	<i>Validação final.....</i>	<i>72</i>
4.3	Cenário C: Sala de PET/CT.....	73
4.3.1	<i>Descrição dos ambientes e definição do grupo crítico</i>	<i>75</i>
4.3.2	<i>Cálculo integrado das contribuições de dose.....</i>	<i>77</i>
4.3.3	<i>Otimização.....</i>	<i>79</i>
4.3.3.1	<i>Variação C.1.....</i>	<i>80</i>
5	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	82
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	84
	REFERÊNCIAS.....	86
	APÊNDICE A - ATIVIDADES ACADÊMICAS REALIZADAS DURANTE O	
	DOUTORADO (2022 – 2025)	90

1 INTRODUÇÃO

A radiação é um fenômeno físico caracterizado pela emissão e propagação de energia através do espaço ou meio material, sob a forma de ondas eletromagnéticas ou partículas. São chamadas de radiações ionizantes aquelas capazes de remover um elétron de um átomo ou molécula, ou seja, promover alterações na estrutura da matéria. Na área da saúde, as radiações ionizantes são aplicadas diretamente por três grandes áreas: radiodiagnóstico, radioterapia e medicina nuclear.

A medicina nuclear é uma especialidade médica que utiliza materiais radioativos para fins diagnósticos e/ou terapêuticos. Um radiofármaco é administrado ao paciente por via endovenosa, ingerido ou inalado. Este, também chamado de radiotraçador, consiste num elemento radioativo ligado a uma molécula ou fármaco de interesse biológico. Essa especialidade se diferencia de outras aplicações da radiação ionizante na área da saúde por trabalhar com fontes não seladas, ou seja, passíveis de manuseio.

A medicina nuclear teve início no Brasil na década de 1950. Contudo, consolidou-se como especialidade e teve grande expansão apenas na década de 1980, com a comercialização dos geradores de Tecnécio-99m e fabricação de radiofármacos e insumos pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN (SBMN, [s. d.]; SANTOS-OLIVEIRA; ANTUNES, 2011). Atualmente, o país conta com aproximadamente 450 Serviços de Medicina Nuclear autorizados a operar (CNEN, [s. d.]). Apesar de enfrentar desafios como a dependência de insumos importados, dificuldades logísticas na distribuição de radiofármacos para regiões afastadas dos grandes centros e a defasagem nos reajustes de valores de procedimentos e insumos pelo SUS e convênios médicos, o cenário nacional apresenta importantes perspectivas de expansão. A incorporação de novas terapias e a disponibilização de novos radiofármacos e tecnologias proporcionam à medicina nuclear um cenário favorável para o crescimento (POZZO *et al.*, 2025).

1.1 Segurança e regulamentação

O uso da radiação ionizante requer cuidados especiais de proteção radiológica, o que demanda a existência de um arcabouço normativo consistente, bem como a regulamentação e fiscalização rigorosa das práticas. A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) é o órgão

internacional responsável por promover o uso seguro, protegido e pacífico das tecnologias nucleares. Entre suas principais atribuições está o estabelecimento de normas internacionais de segurança, que orientam os países na implementação de políticas e práticas relacionadas à proteção radiológica (IAEA, 2014b).

O Brasil, na condição de signatário da IAEA, segue em desenvolvimento do setor nas últimas décadas, com apoio da comunidade científica e profissional, na qual a CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear) desempenha um papel estratégico em atividades de pesquisa, desenvolvimento e inovação, além de ter exercido, por muitos anos, a função regulatória, por meio de suas unidades técnico-científicas, entre as quais temos o Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), o Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), o Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), o Instituto de Engenharia Nuclear (IEN) e os Centros Regionais de Ciências Nucleares (CRCNs) (MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÃO, [s. d.]). Destaca-se também a Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear e Imagem Molecular (SBMN) e a Associação Brasileira de Física Médica (ABFM) como importantes entidades para promoção e estabelecimento da especialidade e dos profissionais no país.

Mais recentemente, no ano de 2021, foi criada a Autoridade Nacional de Segurança Nuclear (ANSN), para assumir as funções de regulação, licenciamento e fiscalização da segurança nuclear e proteção radiológica, atribuições que anteriormente eram exercidas pela CNEN (BRASIL, 2021). A ANSN passa a ser responsável pela regulação e fiscalização das atividades nucleares no Brasil, enquanto a CNEN mantém suas atribuições legais no campo da pesquisa, desenvolvimento e inovação. A ANSN foi criada a partir de uma cisão da CNEN, com objetivo de separar a função regulatória das atividades de pesquisa, buscando maior independência e celeridade, em consonância com as diretrizes e recomendações internacionais aos países signatários pela IAEA (CNEN, 2025). Nesse contexto, é esperado que, nos próximos anos, ocorram revisões normativas, incluindo alterações de nomenclatura, critérios de avaliação, procedimentos de fiscalização e aplicação de sanções, refletindo o fortalecimento da autoridade regulatória no país.

1.2 Fundamentos do cálculo de blindagem

A blindagem de ambientes em instalações radiativas baseia-se na aplicação de barreiras físicas, como paredes, portas e visores, destinadas a reduzir a intensidade da radiação proveniente

das fontes existentes. No projeto de construção de um SMN (Serviço de Medicina Nuclear), deve-se incorporar o princípio da otimização da proteção radiológica, garantindo que as doses, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições sejam mantidos tão baixos quanto razoavelmente exequíveis. Este princípio também é conhecido como ALARA, do inglês *As Low As Reasonably Achievable* (IAEA, 2014b). O projeto de uma instalação radiativa deve prever também a classificação e identificação das áreas, barreiras de segurança, como controle de acesso e monitoramento, além de prever características dos materiais utilizados não somente com a finalidade de blindagem, mas também de garantir fácil descontaminação (CNEN, 2023).

O cálculo das blindagens em uma instalação faz parte de um documento, chamado de Projeto de Barreiras e Blindagens ou Memorial de Cálculo de Blindagem. Algumas considerações devem ser observadas ao realizar o cálculo de blindagem de uma instalação, como: localização e características das fontes de radiação, classificação das áreas, limites de dose ou metas de blindagem, fatores de ocupação, estrutura existente e materiais a serem utilizados (NCRP, 2004).

O resultado das barreiras calculadas é utilizado como guia pela equipe de engenharia civil ou obras da instalação para aplicação das blindagens adicionais, por isso, é importante que o documento apresente valores compatíveis com o que poderá ser encontrado no mercado. A correta orientação da equipe é muito importante, desde a compra até a correta aplicação dos materiais.

Ao realizar a compra de blindagens, como visores e aventais plumbíferos, a equipe deve ficar atenta se a espessura de absorção está atrelada à energia dos fótons. É comum que seja apresentado pelo fabricante uma tabela relacionando espessura de atenuação com energia do feixe. Como grande parte dos produtos encontrados são para radiodiagnóstico, é comum encontrar referências para até 130 keV, energia abaixo dos 140 keV do ^{99m}Tc ou 511 keV do ^{18}F , por exemplo, radionuclídeos amplamente utilizados em medicina nuclear.

No caso da escolha de argamassa baritada, por exemplo, o volume necessário é calculado, em geral, pelo fabricante/vendedor, que também fornece orientações de preparo e sua aplicação nas paredes. Para este tipo de material, há uma limitação da espessura que poderá ser aplicada, sendo necessária uma avaliação específica caso a caso, podendo haver necessidade de complementar a blindagem com chumbo ou até mesmo aplicar dos 2 lados da parede para atingir a espessura de blindagem total necessária. Os profissionais responsáveis pela obra deverão ficar atentos a alguns erros passíveis de acontecer pela equipe executora. Um erro comum é a aplicação da argamassa até a altura do teto. Os cálculos, entretanto, consideram a aplicação da argamassa

até a altura de 2,10 m (NCRP, 2004). Caso ocorra aplicação até o teto, irá faltar argamassa para cobrir toda a parede, podendo ficar uma parte sem aplicação ou, até mesmo, o volume total distribuído de argamassa implicar numa menor espessura de blindagem.

Para equipamentos emissores de Raios X, a detecção desse tipo de erro na aplicação das blindagens ocorre no primeiro teste de levantamento radiométrico realizado na sala, indicando um nível de taxa de dose acima do esperado. A realização do teste é requisito para o licenciamento das instalações em radiodiagnóstico (ANVISA, 2022b) e deve ser realizado antes da autorização de funcionamento, sendo obrigatória a apresentação do relatório para obtenção do alvará sanitário. Na medicina nuclear, por outro lado, esta detecção não é tão simples. O levantamento radiométrico quinzenal é feito localmente pela equipe com detector tipo Geiger Müller no modo de taxa de dose durante a rotina de exames (ANSN, 2013), dependendo, portanto, de condições específicas da data e horário de realização das medidas, que podem ser influenciadas pelo número de pacientes injetados, atividades de radiação administradas, radionuclídeos, etc.. Muitas vezes, o SMN só percebe a inadequação na aplicação das blindagens após meses de funcionamento, observando alterações nas leituras dos dosímetros dos Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs) e registros dos levantamentos radiométricos quinzenais, o que reforça a importância de acompanhamento da obra e exigência de emissão de uma declaração da equipe de engenharia civil após conclusão da aplicação das blindagens conforme o memorial.

1.3 Exigências legais

A norma ANSN 6.02, originalmente publicada como CNEN NN 6.02, dispõe sobre o licenciamento de instalações radiativas que utilizam fontes seladas, fontes não-seladas, equipamentos geradores de radiação ionizante e instalações radiativas para produção de radioisótopos (ANSN, 2022). De acordo com a normativa, os Serviços de Medicina Nuclear são classificados nos grupos 5 ou 6. Quando solicitada “Autorização para Construção” ou “Modificação de itens importantes à segurança” à CNEN/ANSN, dentre os documentos exigidos está o memorial de cálculo de blindagens (CNEN, 2023). Ainda, a norma ANSN 3.05, originalmente publicada como CNEN NN 3.05, que estabelece requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de medicina nuclear, acrescenta a informação de que todas as dependências de um SMN *“devem ter blindagem necessária e suficiente para manter os valores de dose para indivíduos do público ou Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs) dentro dos níveis operacionais estabelecidos pelas Resoluções da CNEN”* (ANSN, 2013). A apresentação

do cálculo de blindagens também é exigência da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) na autorização de funcionamento de serviços de medicina nuclear e radiodiagnóstico, conforme estabelecido na Resolução nº 38, de 4 de junho de 2008 (ANVISA, 2008), e na Resolução da Diretoria Colegiada RDC nº 611, de 9 de março de 2022 (ANVISA, 2022b).

A legislação não restringe a responsabilidade técnica pela elaboração do cálculo de blindagens, subentendendo-se que o documento deva ser produzido por um profissional devidamente qualificado. Em resolução, a ANVISA determina que o documento deverá ser *“elaborado e assinado por profissional legalmente habilitado, aprovado e assinado pelo responsável legal”* (ANVISA, 2022b). Já nas normas da CNEN/ANSN, não é definida nenhuma especificação, ficando a análise e aprovação do cálculo a critério do fiscal avaliador do requerimento, que, muitas vezes, entra em contato com o responsável para fazer ressalvas ou até solicitar correções e adequações dos cálculos. Comumente, físicos médicos especialistas e supervisores em proteção radiológica realizam este tipo de serviço, uma vez que sua formação contempla os requisitos necessários para elaboração do documento e realização dos cálculos.

1.4 Referências internacionais

No cenário internacional, destacam-se os documentos publicados pelo *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP), órgão norte-americano, cujos relatórios são amplamente reconhecidos como referência para o projeto de blindagens em radiodiagnóstico e radioterapia. No âmbito do radiodiagnóstico médico, o NCRP Report nº 147, publicado em 2004, estabeleceu uma metodologia amplamente adotada para o cálculo de blindagens, apresentando equações, exemplos de cálculo, fatores de uso e ocupação, além de anexos reunindo dados para realização dos cálculos em barreiras primárias e secundárias (NCRP, 2004). O NCRP Report nº 151, publicado em 2005, consolidou uma abordagem semelhante para cálculos em radioterapia, tornando-se referência para o projeto destas instalações (NCRP, 2005). O NCRP Report nº 177 atualizou e substituiu documentos anteriores no contexto do radiodiagnóstico odontológico (NCRP, 2019). Apesar da robustez e da ampla aceitação desses documentos, o NCRP não publicou, até o presente momento, um relatório específico que trate de forma abrangente e padronizada os cálculos de blindagens para serviços de medicina nuclear. Essa lacuna é particularmente relevante uma vez que estes documentos não contemplam aspectos intrínsecos à prática da medicina nuclear, como o uso de fontes radioativas não seladas.

Em 2006, a *American Association of Physics in Medicine* (AAPM), publicou o relatório do Task Group nº 108, que se consolidou como a principal referência, se não a única, para o cálculo de blindagens em instalações que utilizam radionuclídeos emissores de pósitrons – equipamentos tipo PET/CT, do inglês *Positron Emission Tomography* (MADSEN *et al.*, 2006). O documento apresenta uma metodologia estruturada, com referências numéricas de constantes e exemplo de cálculo. Um dos aspectos centrais do relatório é a introdução explícita do tempo como variável determinante no cálculo, considerando as diferentes etapas do fluxo do paciente, desde a administração do radiofármaco no box (*uptake room*), até a aquisição das imagens (*imaging room*), reconhecendo que o tempo de permanência em cada fase exerce influência significativa na contribuição de dose, especialmente em razão da curta meia-vida física dos emissores de pósitron. O TG 108 apresenta constantes de taxa de dose que já incorporam fatores de atenuação corporal e introduz a referência de que aproximadamente 15% da atividade administrada é eliminada pela urina antes do ingresso do paciente na sala de exames, reduzindo consideravelmente a atividade radioativa no momento da aquisição das imagens.

Apesar de sua relevância e do nível de detalhamento técnico, o documento mantém escopo restrito ao PET/CT, não contemplando de forma abrangente outras modalidades e radionuclídeos empregados na prática da medicina nuclear. O documento não considera, também, o uso da Tomografia Computadorizada (TC ou CT, do inglês *Computed Tomography*) isoladamente. Na realidade brasileira, é muito comum que o equipamento seja utilizado num turno para realização de exames PET/CT e em outro para realização de exames de tomografia computadorizada. Outro ponto não explicitamente abordado no TG 108 refere-se à caracterização do grupo crítico. O relatório não discute a exposição cruzada entre pacientes nem estabelece critérios quanto à aplicação de limites de dose de público ou de área controlada nesse contexto. Observa-se, ainda, que a Tabela 21 do documento, que apresenta o esquema de uma instalação típica de medicina nuclear, considera um único box de repouso (*uptake room*), não contemplando situações frequentes na prática clínica, como a presença simultânea de pacientes injetados em salas adjacentes. Assim, embora o TG 108 constitua referência fundamental para o cálculo de blindagens em PET/CT, seu escopo não abrange de forma aprofundada todos os aspectos práticos da rotina de um SMN a serem considerados no cálculo de blindagem.

Em 2009, o *Radiological Protection Institute of Ireland* (RPII) publicou o código de prática *The Design of Diagnostic Medical Facilities where Ionising Radiation is Used*, documento que estabelece diretrizes para o projeto de instalações radiativas, incluindo serviços de medicina nuclear (RPII, 2009). O documento introduz a figura do *Radiation Protection Adviser* (RPA) como o profissional responsável por assessorar tecnicamente o projeto da

instalação, incluindo a definição dos critérios de proteção radiológica e o dimensionamento das blindagens. A metodologia apresentada, entretanto, limita-se à consideração de um único radionuclídeo, o ^{99m}Tc , não contemplando a diversidade de radionuclídeos e cenários operacionais característicos da prática clínica. No caso das instalações de PET/CT, o documento adota a metodologia e conceitos introduzidos pelo AAPM TG 108. O documento cita a necessidade de considerar as contribuições de dose associadas ao componente de CT, embora não estabeleça uma metodologia quantitativa formal para o tratamento isolado dessas contribuições.

Na sequência, em 2010, a *Canadian Nuclear Safety Commission* (CNSC) publicou o GD-52: *Design Guide for Nuclear Substance Laboratories and Nuclear Medicine Rooms*, um guia técnico voltado ao projeto de instalações de medicina nuclear (CNSC, 2010). Embora esse documento não estabeleça uma metodologia matemática padronizada para o cálculo de blindagens, ele contribui de forma significativa ao sistematizar fatores práticos que devem ser considerados no planejamento dessas instalações.

Em 2014, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) publicou um *handbook* que reforça a necessidade da adoção de blindagens adequadas tanto para instalações de medicina nuclear convencional quanto para aquelas que utilizam equipamentos tipo PET/CT. Apesar de reafirmar a importância da proteção radiológica nesses ambientes, o documento também não estabelece uma metodologia padronizada para o cálculo de blindagens (IAEA, 2014a). Complementarmente, foi publicado em 2015 um artigo propondo um método de cálculo de blindagem em medicina nuclear baseado em parâmetros físicos básicos e no conceito de camada deci-redutora, mas que ainda deixou muitas lacunas ao não integrar múltiplos radionuclídeos ou a complexidade operacional da rotina clínica (SIRAG; ELRAZEK, 2015).

Mais recentemente, em 2020, TSE e SALEHZAHI compilaram diversas informações dispersas na literatura internacional relacionadas ao cálculo de blindagens em medicina nuclear, incluindo observações práticas e recomendações aplicáveis ao projeto de construção e blindagem de serviços de medicina nuclear (SALEHZAHI; TSE, 2020). Os autores destacam que aspectos como hábitos culturais, limitações financeiras e características operacionais dos serviços podem influenciar de maneira relevante as decisões de projeto, reforçando a necessidade de abordagens mais flexíveis e personalizadas.

1.5 Referências nacionais

No cenário brasileiro, a produção científica relacionada ao cálculo de blindagens em medicina nuclear apresenta poucas e fragmentadas contribuições. Diferentemente do que se observa nas áreas de radiodiagnóstico e radioterapia, não há no país um corpo consolidado de referências que estabeleça, de forma sistemática, metodologias padronizadas para o dimensionamento de blindagens em instalações de medicina nuclear, o que foi uma das motivações para o desenvolvimento desta tese.

Entre as publicações nacionais de relevância, destaca-se a tese de doutorado desenvolvida no IRD/CNEN intitulada *Metodologia para o cálculo de blindagem em medicina nuclear* (SOARES, 2018). Nesse estudo, o autor propõe uma abordagem baseada em simulação computacional, com especial atenção à atenuação corporal aplicada às constantes de taxa de dose para radionuclídeos amplamente utilizados na prática clínica. No entanto, apesar de suas contribuições técnicas, o trabalho não estrutura uma metodologia padronizada nos moldes dos Reports do NCRP, o que limita sua adoção como referência normativa ampla.

Destaca-se também o trabalho desenvolvido na Universidade de Brasília, que resultou na tese intitulada *Desenvolvimento de softwares para aplicação em medicina nuclear: cálculo da blindagem PET/CT e otimização de dose para radiofármaco em PET/CT* (NASCIMENTO, 2016). A pesquisa contribui para a compreensão dos desafios específicos de instalações híbridas, embora seu escopo esteja restrito ao desenvolvimento do sistema.

No âmbito regulatório, merece destaque o Guia de Licenciamento e Controle de Instalações de Medicina Nuclear, publicado pela CNEN em 2023 (CNEN, 2023). Esse documento representa um avanço importante em relação às orientações ao reunir, de forma organizada e objetiva, os principais requisitos relacionados ao projeto físico das instalações e à elaboração do memorial de cálculo de blindagens. O guia detalha quais informações devem compor a documentação submetida à ANSN/CNEN quando da solicitação de Autorização para Construção, contribuindo para tornar mais claro o que se espera dos documentos. Além disso, ao apresentar parâmetros técnicos, premissas de projeto e valores de referência em seus anexos, o documento almeja a uniformização dos cálculos e padronização da forma como esses projetos são apresentados para análise regulatória. Embora não proponha uma metodologia para o dimensionamento das blindagens, o guia cumpre um papel relevante ao orientar o processo e reduzir a variabilidade anteriormente observada nos memoriais encaminhados à ANSN/CNEN, favorecendo maior consistência, transparência e previsibilidade na avaliação dos pedidos de licenciamento em serviços de medicina nuclear.

Mais recentemente, como desdobramento das pesquisas e da revisão bibliográfica conduzidas para a elaboração desta tese, foi publicado um artigo de revisão na Revista Brasileira de Física Médica, intitulado *Bases Metodológicas para Cálculo de Blindagens em Medicina Nuclear*, no qual são discutidos aspectos críticos relacionados ao cálculo de blindagens em serviços de medicina nuclear (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025).

De forma geral, a análise da literatura nacional evidencia contribuições relevantes, porém pontuais, e reforça a ausência de uma metodologia unificada e amplamente aceita para o cálculo de blindagens em serviços de medicina nuclear. Essa lacuna, já observada no cenário internacional, manifesta-se de maneira ainda mais evidente no contexto brasileiro, justificando a necessidade de estudos que sistematizem critérios, avaliem o impacto de diferentes escolhas metodológicas e contribuam para a consolidação de práticas mais consistentes, reprodutíveis e alinhadas às particularidades da medicina nuclear.

1.6 Motivação

De modo geral, constata-se que, tanto no âmbito internacional quanto no nacional, ainda não existe um documento único que estabeleça uma metodologia padronizada e amplamente aceita para o cálculo de blindagens em serviços de medicina nuclear, contemplando de forma integrada os diferentes radionuclídeos utilizados, suas constantes de taxa de dose, as contribuições múltiplas de fontes e critérios de otimização. Essa lacuna metodológica contrasta com o cenário observado em radiodiagnóstico e radioterapia e reforça a relevância de estudos que busquem sistematizar critérios, avaliar o impacto de diferentes escolhas metodológicas e contribuir para a otimização dos projetos de blindagem em medicina nuclear.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Consolidar e sistematizar uma metodologia integrada para o cálculo de blindagens em serviços de medicina nuclear, articulando fundamentos físicos, referências nacionais e internacionais, exigências regulatórias e critérios de otimização, de modo a apoiar a elaboração de projetos de blindagem tecnicamente consistentes, fundamentados e ajustados às condições reais de cada instalação.

2.2 Objetivos Específicos

São objetivos específicos deste trabalho:

- Compilar e analisar criticamente as principais referências técnicas e normativas, nacionais e internacionais, relacionadas ao cálculo de blindagens em medicina nuclear, incluindo recomendações de organismos reguladores e publicações científicas consolidadas;
- Apresentar os parâmetros físicos essenciais para a realização dos cálculos e organizar os valores das principais constantes e parâmetros, de acordo com referências consolidadas, sob a ótica da proteção radiológica;
- Explicitar o raciocínio físico e metodológico que fundamenta as equações utilizadas no cálculo de blindagens, indo além de uma abordagem meramente procedimental;
- Analisar os cálculos em diferentes cenários clínicos, refletindo situações realistas, e demonstrar como diferentes escolhas impactam os resultados e decisões de projeto, por meio de cenários hipotéticos e variações controladas;
- Apresentar estratégias de otimização, evidenciando que o cálculo de blindagens não constitui um procedimento engessado, mas sim um processo que deve ser personalizado de acordo com as características físicas, operacionais e assistenciais de cada serviço;
- Incorporar considerações específicas para sistemas híbridos, especialmente quanto à influência da tomografia computadorizada nos cálculos de blindagem em instalações de PET/CT.

3 CÁLCULO DE BLINDAGENS EM MEDICINA NUCLEAR

O cálculo de blindagens em instalações de medicina nuclear envolve a integração de diferentes conceitos físicos, operacionais e normativos, que, em conjunto, permitem estimar de forma realista as doses de radiação em pontos de interesse e verificar a conformidade com os limites estabelecidos. Para garantir a correta aplicação das metodologias apresentadas nas seções subsequentes, faz-se necessário introduzir previamente conceitos fundamentais, que servirão de base para a compreensão e o desenvolvimento ao longo deste capítulo.

3.1 Projeto de um Serviço de Medicina Nuclear

O planejamento de um Serviço de Medicina Nuclear tem início na fase de concepção do projeto físico, etapa na qual o desenho da planta baixa deve ser desenvolvido de forma integrada aos princípios de proteção radiológica. Nessa fase, é fundamental considerar os fluxos de circulação de pacientes, colaboradores e fontes radioativas, bem como as interações entre os diferentes ambientes da instalação, de modo a garantir segurança radiológica, eficiência operacional e conformidade com as exigências regulatórias vigentes (ANSN, 2013, 2024; ANVISA, 2022a; CNSC, 2010; IAEA, 2014b).

Conforme a norma ANSN NN 3.05, originalmente publicada como CNEN NN 3.05, todo Serviço de Medicina Nuclear deve dispor de uma estrutura física mínima compatível com os procedimentos realizados, incluindo sala de espera exclusiva para pacientes injetados, sanitário exclusivo para pacientes injetados, laboratório de manipulação e armazenamento de fontes radioativas em uso (radiofarmácia ou sala quente), sala de administração de radiofármacos e sala de exames, entre outras dependências (ANSN, 2013).

Todas as dependências do Serviço de Medicina Nuclear devem ser devidamente classificadas como áreas livres, supervisionadas ou controladas e devem estar visivelmente identificadas. Além disso, as áreas controladas devem apresentar controle de acesso por barreiras físicas, ter pisos e paredes impermeáveis, com superfícies não porosas, lisas e livres de rachaduras, de modo a permitir a fácil descontaminação (ANSN, 2013) (ANSN, 2024).

Para a realização de terapias com radionuclídeos, em especial com ^{131}I , em atividades que requeiram internação, a norma estabelece a necessidade de quartos terapêuticos exclusivos, dotados de requisitos específicos de proteção radiológica. Esses quartos podem estar localizados fora da área física principal do SMN, desde que constem explicitamente na autorização de

operação e estejam contemplados no Plano de Proteção Radiológica (ANSN, 2013) (CNEN, 2023).

Adicionalmente, a elaboração do projeto arquitetônico das instalações de saúde deve observar as diretrizes da Resolução RDC nº 50, garantindo compatibilidade entre os requisitos assistenciais, arquitetônicos e de proteção radiológica (ANVISA, 2022a).

A qualidade do projeto arquitetônico e funcional do SMN está diretamente associada à participação de uma equipe multidisciplinar desde as etapas iniciais do planejamento. SALEHZAHI e TSE, ao discutir o projeto de instalações de medicina nuclear, destacam a importância da atuação conjunta de arquitetos, engenheiros e físicos médicos, aliada à contribuição de profissionais que atuam diretamente na rotina do serviço, como enfermeiros, farmacêuticos e operadores de equipamentos. Essa abordagem favorece a identificação precoce de demandas operacionais, reduz retrabalhos no projeto e contribui para soluções mais compatíveis com a prática clínica real (SALEHZAHI; TSE, 2020).

Nesse contexto, a definição da disposição física do Serviço de Medicina Nuclear deve também incorporar, desde a fase inicial do projeto, considerações relativas à blindagem radiológica, evitando-se, por exemplo, a disposição de ambientes com elevada carga de trabalho (como salas de injeção, repouso ou terapia) adjacentes a áreas livres, uma vez que essa configuração tende a demandar espessuras de blindagem mais elevadas e, conseqüentemente, maior custo construtivo.

3.2 Grupo crítico

No âmbito da proteção radiológica, um conceito fundamental para o projeto e para o cálculo de blindagens é a definição do grupo crítico. De acordo com o Glossário do setor nuclear e radiológico brasileiro, grupo crítico é definido como um “*grupo (hipotético) de indivíduos do público, cuja exposição a uma determinada fonte de radiação ou via de exposição é razoavelmente homogênea e típica dos indivíduos que recebem as maiores doses equivalentes ou doses efetivas devidas àquela fonte. Este grupo é considerado para a verificação de conformidade com critérios de dose estabelecidos*” (CNEN, 2021).

Para aplicações em medicina nuclear, recomenda-se que esse conceito seja estendido de forma sistemática aos diferentes grupos de IOEs. As exposições variam significativamente em função das atividades desempenhadas, dos tempos de permanência e dos ambientes ocupados, de modo que, para cada área do SMN, deve ser identificado o grupo crítico correspondente. Todas

as decisões adotadas no cálculo de blindagens devem, portanto, estar fundamentadas na caracterização adequada desses grupos. A definição prévia dos fluxos operacionais e das rotinas do serviço assume, assim, papel central no processo de projeto. No posto de enfermagem, por exemplo, o grupo crítico tende a ser a equipe de enfermagem, em função do maior tempo de permanência no local. Na sala de laudos, o médico nuclear geralmente apresenta a maior ocupação, enquanto na sala de comando o operador constitui o grupo crítico. Embora outros IOEs possam circular pelas dependências do serviço, é o grupo crítico identificado para cada ambiente que deve orientar a definição dos fatores de ocupação e das metas de dose adotadas nos pontos de cálculo, assegurando coerência entre o projeto arquitetônico, a prática clínica e os requisitos de proteção radiológica (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025).

A identificação rigorosa do grupo crítico exige uma análise comparativa entre os diferentes indivíduos que ocupam os ambientes adjacentes a cada barreira, fundamentada na relação entre o limite de dose semanal P e o respectivo fator de ocupação T . Conforme preconizado pelo NCRP 147, a meta de projeto de uma barreira não deve ser definida isoladamente por esses parâmetros, mas pela razão P/T , a qual estabelece a dose semanal admissível no ponto de cálculo associado àquela barreira (NCRP, 2004). Do ponto de vista matemático e operacional, o grupo crítico para cada barreira será aquele que apresentar o menor valor dessa razão, uma vez que tal condição impõe a restrição de dose mais rigorosa e, consequentemente, a exigência de maior espessura de blindagem. Assim, a consolidação sistemática dos valores de P e T em uma análise estruturada permite que o projeto de blindagem seja determinado pelo cenário mais restritivo, assegurando a proteção do indivíduo mais vulnerável e a conformidade com os critérios normativos aplicáveis.

3.3 Carga de trabalho

O planejamento de um Serviço de Medicina Nuclear envolve, inicialmente, decisões de caráter administrativo e estratégico, como a avaliação de viabilidade econômica, definição do perfil assistencial e análise da demanda esperada. A partir da estrutura física disponível e dos equipamentos instalados, a direção da instituição deve definir quais procedimentos diagnósticos e terapêuticos serão realizados, bem como estimar a carga de trabalho semanal associada a cada um deles, expressa pelo número esperado de pacientes N_w por semana.

Para cada procedimento selecionado, é necessário estabelecer os respectivos protocolos clínicos, contemplando o radiofármaco utilizado, a atividade A_0 média administrada por paciente

e o tempo médio de permanência t do paciente em cada ambiente da instalação. Esses parâmetros são fundamentais para a estimativa das contribuições de dose nos diferentes pontos de cálculo e, consequentemente, para o dimensionamento adequado das blindagens.

No caso de sistemas híbridos com tomografia computadorizada, como PET/CT (Tomografia por Emissão de Pósitrons, do inglês *Positron Emission Tomography*) ou SPECT/CT (Tomografia por Emissão de Fóton Único, do inglês *Single Photon Emission Computed Tomography*), a regulamentação nacional permite que a TC seja empregada de forma exclusiva para fins diagnósticos, desde que essa condição esteja devidamente prevista no Plano de Proteção Radiológica (ANSN, 2013); (CNEN, 2023). Nesses casos, devem ser claramente definidos desde o licenciamento os fluxos de circulação de pacientes, os procedimentos de acesso, as rotinas de monitoração e medidas de descontaminação da sala de exames. Trata-se de uma configuração amplamente observada nos serviços brasileiros, o que torna relevante a consideração da contribuição da tomografia computadorizada para a dose ambiental nos cálculos de blindagem.

Embora essa contribuição não seja abordada explicitamente no relatório AAPM TG 108 (MADSEN *et al.*, 2006), documentos como o guia canadense GD-52 ressaltam a importância de incluir a carga de trabalho da TC nos cálculos de blindagem, especialmente em instalações híbridas, abordagem que se mostra mais alinhada à realidade operacional brasileira (CNSC, 2010). Assim, além dos procedimentos de medicina nuclear propriamente ditos, os protocolos de tomografia computadorizada e a estimativa do número semanal de exames devem também ser apresentados no memorial de cálculo de blindagens.

3.4 Pontos de cálculo

Após a definição da planta baixa da instalação, deve-se proceder à identificação das posições associadas às fontes radioativas e à delimitação das barreiras físicas onde será calculada a blindagem (CNEN, 2023; CNSC, 2010). Todos os ambientes ou locais nos quais possa ocorrer a presença de fontes radioativas devem ser claramente assinalados no projeto arquitetônico. Para cada uma dessas áreas, os pontos de cálculo associados às barreiras adjacentes, como paredes, portas, visores e tetos, devem ser identificados e numerados de forma sistemática, de modo a garantir rastreabilidade e clareza no memorial de cálculo. Em instalações localizadas no pavimento térreo, a avaliação do piso pode ser dispensada; entretanto, o teto deve ser sempre considerado como barreira potencial, mesmo na ausência de pavimento superior, uma vez que

pode haver presença eventual de trabalhadores para atividades de manutenção ou inspeção (NCRP, 2004).

Com base na planta baixa e nos cortes verticais da edificação, deve-se determinar a distância d entre cada fonte radioativa e o respectivo ponto de cálculo. O NCRP 147 recomenda que essa distância seja medida até o ponto mais próximo em que possam estar localizados os órgãos sensíveis do indivíduo situado após a barreira. Quando essa posição não é claramente definida, como em áreas associadas a macas, poltronas ou mesas de exame, recomenda-se acrescentar, de forma conservadora, 30 cm entre a fonte e a barreira, conforme orientações consolidadas na literatura (NCRP, 2004; TAUHATA *et al.*, 2014). Como referência prática, o NCRP 147 também recomenda a distância para o ponto de cálculo sendo 170 cm acima do piso inferior e 50 cm acima do piso superior. Em situações específicas, como a presença de bancadas, armários ou outros elementos construtivos, essa distância pode ser maior, devendo ser indicada de forma explícita no projeto conforme o arranjo físico adotado (NCRP, 2004).

Embora essas recomendações sejam originalmente apresentadas em um documento voltado ao cálculo de blindagens em radiodiagnóstico, sua aplicação em projetos de medicina nuclear é considerada adequada e conservadora, sendo amplamente adotada na prática profissional (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025).

Determinados pontos de cálculo podem estar sujeitos à contribuição simultânea de mais de uma fonte radioativa. Esses pontos devem ser explicitamente destacados, pois requerem avaliação conjunta das diferentes contribuições de dose para a correta verificação do atendimento aos limites estabelecidos, conforme será destacado mais à frente neste estudo.

3.5 Classificação das áreas

No contexto da proteção radiológica, a correta classificação das áreas em um SMN está diretamente associada à possibilidade de exposição da população à radiação ionizante. Considera-se IOE o trabalhador sujeito à exposição à radiação ionizante em decorrência de suas atividades profissionais, enquanto são chamados de indivíduos do público aqueles não submetidos à exposição ocupacional ou médica (ANSN, 2024; ANVISA, 2022b; CNEN, 2021).

A classificação das áreas de uma instalação radiativa entre controladas, supervisionadas ou livres tem implicação direta no cálculo de blindagens, devido a sua relação com os limites de dose. As diretrizes para essa classificação são estabelecidas pela legislação, e sua aplicação

prática em serviços de medicina nuclear deve considerar, além dos critérios regulatórios, a estrutura física da instalação e o fluxo de pacientes, profissionais e fontes radioativas.

3.5.1 Áreas controladas

São consideradas áreas controladas aquelas sujeitas a regras especiais de proteção e segurança radiológicas. As áreas controladas devem ser fisicamente delimitadas e dispor de controle de acesso, visando controlar as exposições normais, prevenir a disseminação de contaminação radioativa e prevenir ou limitar a amplitude das exposições potenciais. As atividades e os procedimentos de monitoração nessas áreas deverão ocorrer de forma a assegurar o cumprimento dos princípios de otimização e limitação de dose, bem como a adoção de medidas que minimizem riscos associados a exposições não planejadas (ANSN, 2024).

Somente pessoas autorizadas podem circular ou permanecer nestas áreas: IOEs, pacientes e/ou acompanhantes devidamente autorizados. O acesso às áreas controladas deve possuir sinalização contendo o símbolo internacional de radiação ionizante e orientações específicas, como tipo de material ou equipamento presente, quando aplicável (ANSN, 2024; ANVISA, 2008, 2022b). Na prática, as áreas controladas de um SMN incluem: laboratório de manipulação de radiofármacos, sala de decaimento, salas de administração de radiofármacos, salas de exames, sala de espera de pacientes injetados, banheiros de uso exclusivo para pacientes injetados.

3.5.2 Áreas supervisionadas

Em consonância com as recomendações internacionais da IAEA, a CNEN adota o conceito de área supervisionada, caracterizada como um ambiente no qual as condições de exposição ocupacional são mantidas sob acompanhamento, ainda que, em geral, não sejam requeridas medidas específicas de proteção radiológica (ANSN, 2024; IAEA, 2014b). Essas áreas exercem um papel intermediário no controle de acesso e na proteção das áreas controladas, devendo ser devidamente identificadas por meio de sinalização adequada nos seus acessos.

Nessas áreas, recomenda-se a realização de reavaliações periódicas das condições de exposição ocupacional, com o objetivo de verificar a adequação da classificação adotada. Essas reavaliações devem considerar a eventual necessidade de implementação de programas de monitoração ambiental e individual para os trabalhadores que nelas atuam (ANSN, 2024).

Considerando que tais reavaliações podem resultar na reclassificação da área supervisionada como área livre ou controlada, no projeto de blindagens de um Serviço de Medicina Nuclear é recomendável adotar, para esses ambientes, critérios equivalentes aos de áreas livres, por serem mais restritivos. Dessa forma, no dimensionamento das blindagens, a

consideração prática apenas de áreas livres ou controladas contribui para reduzir a necessidade de ajustes posteriores no projeto.

3.5.3 Áreas livres

São consideradas áreas livres aquelas que não se enquadram como áreas controladas ou supervisionadas do ponto de vista radiológico. Nessas áreas, destinadas à circulação de indivíduos do público em geral e de colaboradores, as exposições devem ser mantidas dentro dos limites estabelecidos para o público, não devendo ultrapassar 1 mSv/ano, conforme os critérios normativos vigentes (ANSN, 2024). Não é permitida a existência de áreas livres cujo acesso seja feito exclusivamente por áreas controladas ou supervisionadas (ANSN, 2013).

Na prática, são comumente classificadas como áreas livres: recepções de pacientes e acompanhantes, setores administrativos e áreas de uso restrito de colaboradores, como sanitários e copa. Recomenda-se ainda que dependências como depósito de materiais de limpeza (DML), sala de utilidades e depósito de resíduos não radioativos estejam localizadas em áreas livres, de modo a reduzir a exposição desnecessária de trabalhadores e do público.

3.6 Limite de dose (P)

Os limites de dose adotados para o planejamento de blindagens, também denominados na literatura como meta de blindagem **P**, correspondem aos níveis de restrição de dose efetiva anual estabelecidos para garantir a proteção radiológica de IOEs e do público em geral.

No âmbito internacional, o NCRP 147, introduz formalmente o conceito de meta de blindagem para radiodiagnóstico e recomenda que os cálculos sejam realizados em Kerma (NCRP, 2004). O documento recomenda que sejam utilizados como meta de blindagem: 20 μGy /semana para áreas livres e 100 μGy /semana para áreas controladas. Uma vez que o fator de peso da radiação para conversão em Dose efetiva, w_R , é igual a 1 para fótons de Raios X e Raios γ , não há alteração no valor numérico final e é possível expressar a dose equivalente em mSv.

Já a legislação brasileira, na resolução RDC 611 estabelece como restrições de dose equivalente anual os valores de 0,5 mSv para áreas livres e 5 mSv para áreas controladas, a serem adotados no projeto de barreiras físicas de instalações radiativas (ANVISA, 2022b). Considerando-se, para fins de cálculo, um regime de 50 semanas/ano, esses limites correspondem, respectivamente, a 10 μSv /semana para áreas livres e 100 μSv /semana para áreas controladas.

A norma ANSN 3.01 estabelece que o limite anual de dose efetiva para indivíduos do público é de 1 mSv/ano (ANSN, 2024), o que corresponde a aproximadamente 20 μ Sv/semana para áreas livres. Para IOEs, considerando-se o limite anual de 20 mSv de dose efetiva de corpo inteiro para IOEs (média em 5 anos consecutivos), seria possível admitir um valor limite de até 400 μ Sv/semana em áreas controladas. No entanto, o consenso técnico presente na literatura é a adoção de um critério mais conservador, utilizando-se o valor de 100 μ Sv/semana como meta de blindagem para essas áreas (MADSEN *et al.*, 2006; NCRP, 2004; SAHA, 2010).

Os valores de 20 e 100 μ Sv/semana também são compatíveis com as orientações apresentadas no Guia da CNEN para Licenciamento e Controle de Instalações de Medicina Nuclear, publicado em setembro de 2023, o qual reforça a adoção desses limites como referência prática para o dimensionamento de blindagens no contexto nacional (CNEN, 2023).

Para esta tese, portanto, utilizaremos os valores de meta de blindagem apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Limites de dose

Classificação	Limite
Área livre	20 μ Sv / semana
Área controlada	100 μ Sv / semana

Fonte: CNEN, 2023

No caso das áreas supervisionadas, recomenda-se, por prudência, a adoção dos mesmos limites aplicados em áreas livres, uma vez que se trata de um critério mais conservador e que garante maior flexibilidade diante de eventuais alterações no fluxo de pessoas ou na organização funcional da instalação. Essa abordagem assegura que, caso indivíduos do público venham a ocupar temporariamente essas áreas, os limites de dose individuais normativos continuem sendo atendidos (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025).

Sob a ótica do princípio da justificação, pacientes de um SMN não devem ser tratados como fontes justificáveis de exposição para outros pacientes em ambientes adjacentes, uma vez que tal exposição não traz benefício diagnóstico ou terapêutico adicional (ANSN, 2024; IAEA, 2014b). Dessa forma, o valor da meta de blindagem **P** não depende apenas da classificação radiológica da área, mas também das características do grupo crítico que a ocupa. Uma exceção de caráter operacional diz respeito às salas de espera para pacientes injetados, nas quais a permanência simultânea de mais de um paciente é permitida por razões práticas e logísticas, conforme previsto nos documentos regulatórios nacionais (ANSN, 2013, 2022). Neste caso, a

exposição mútua entre pacientes é desconsiderada no planejamento das blindagens (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025).

Outro aspecto relevante diz respeito aos pontos sujeitos a múltiplas contribuições de dose. Nesses casos, a meta de blindagem deve ser distribuída entre as diferentes fontes que contribuem para um mesmo ponto de cálculo, de forma que a soma das contribuições não ultrapasse o limite estabelecido para o local. Por exemplo, em um corredor de circulação interna adjacente a múltiplos boxes de repouso para pacientes injetados, a contribuição de dose de cada box deve ser limitada de modo que a dose total recebida por um trabalhador não exceda 100 μSv /semana. Essa abordagem evita leituras elevadas em dosímetros pessoais, reduz o risco de afastamento ocupacional e contribui para a gestão eficiente da dose ocupacional no serviço (CNSC, 2010).

O Guia da CNEN introduz uma consideração adicional relevante no que se refere à adoção dos limites de dose para áreas livres no memorial de blindagens. O documento estabelece que o valor de 20 μSv /semana deve ser aplicado exclusivamente a áreas que não recebam contribuição de outras práticas que envolvam o uso de radiação ionizante, como radiologia e radioterapia. Nos casos em que haja influência concomitante de diferentes práticas, o Guia recomenda a adoção de um valor correspondente a 3/10 do limite semanal para áreas livres (CNEN, 2023). Essa orientação pode ser interpretada como uma forma de contemplar a existência de múltiplas contribuições de dose em um mesmo ambiente, buscando garantir que a soma das exposições provenientes de diferentes fontes permaneça dentro do limite estabelecido para indivíduos do público.

Adicionalmente às exposições decorrentes da permanência em ambientes adjacentes às fontes radioativas, deve-se considerar que os IOEs também recebem dose durante etapas específicas dos procedimentos clínicos, notadamente durante a manipulação e a administração dos radiofármacos, situações nas quais a proximidade com a fonte é inevitável e os níveis de exposição tendem a ser mais elevados. Essas contribuições não estão associadas a um ponto fixo de cálculo, mas impactam diretamente o balanço anual de dose ocupacional e, portanto, devem ser consideradas no planejamento global da proteção radiológica do serviço, o que pode influenciar a adoção de valores mais restritivos de meta de blindagem P na elaboração do memorial de cálculo de blindagens (IAEA, 2014b).

Um exemplo típico é a exposição da equipe de enfermagem que realiza rotineiramente administração de radiofármacos no SMN, etapa na qual a exposição à radiação pode representar uma parcela relevante da dose ocupacional anual acumulada. Embora essa exposição não seja mitigada diretamente pela adoção de barreiras físicas, ela impacta o balanço global de dose dos IOEs e pode justificar a adoção de metas de blindagem mais conservadoras em pontos de

múltiplas contribuições de dose. Nesse contexto, métodos de simulação computacional Monte Carlo têm se mostrado úteis para estimar de forma mais realista essas contribuições e apoiar decisões relacionadas ao projeto de blindagens e à otimização das rotinas do serviço (BELINATO *et al.*, 2021; EVANGELISTA *et al.*, 2025).

Embora o objetivo central dos projetos de blindagem seja a proteção do público e dos trabalhadores, em situações específicas também é necessário considerar a sensibilidade de equipamentos detectores e sistemas de imagem à radiação de fundo. Interferências causadas por níveis elevados de radiação ambiente ou devido à circulação de pacientes injetados podem comprometer a qualidade das imagens ou precisão de medições, de modo que, em determinados cenários, a proteção de equipamentos pode influenciar diretamente a definição da meta de blindagem adotada.

Nesse contexto, embora os valores de meta de blindagem apresentados na Tabela 1 constituam referências importantes para o dimensionamento inicial das barreiras físicas, a sua aplicação direta como valores fixos nem sempre é adequada. Em diversas situações práticas, especialmente em pontos sujeitos a múltiplas contribuições de dose ou em ambientes compartilhados por diferentes grupos críticos, a definição da meta de blindagem deve considerar a somatória das exposições relevantes e as características dos indivíduos que ocupam o local. Assim, a adoção dos valores de P deve ser realizada de forma personalizada, ponderada e justificada, assegurando que a dose total resultante não ultrapasse os limites estabelecidos para áreas livres ou controladas.

3.7 Fator de ocupação (T)

No cálculo de blindagens, a estimativa das doses, dentre outros fatores, também depende do tempo de permanência dos indivíduos em diferentes ambientes. Nesse contexto, o fator de ocupação é introduzido como um parâmetro fundamental para representar a presença efetiva do grupo crítico em cada área do SMN. O fator de ocupação **T** é um parâmetro adimensional que representa a fração média de tempo durante a qual o indivíduo do grupo crítico permanece em determinado local (NCRP, 2004).

No âmbito do radiodiagnóstico, a antiga Portaria 453 apresentava valores de referência para fatores de ocupação, amplamente utilizados em levantamentos radiométricos e projetos de blindagem (BRASIL, 1998). Com a revogação dessa portaria e a publicação da RDC 611, a ANVISA deixou de apresentar valores tabelados, com a indicação de que os parâmetros adotados

devem seguir referências técnicas da CNEN (ANVISA, 2022b). A principal referência internacional, contendo tabelas sugestivas de valores segue sendo o NCRP 147 (NCRP, 2004).

No contexto da medicina nuclear, a referência normativa nacional que apresenta valores orientativos de ocupação encontra-se no Guia de Licenciamento e Controle de Instalações de Medicina Nuclear, o qual disponibiliza em seu Anexo III recomendação de valores a serem utilizados (CNEN, 2023). O livro de SAHA e o AAPM TG 108 também descrevem este fator e apresentam tabelas sugestivas para medicina nuclear (SAHA, 2010; MADSEN *et al.*, 2006).

A Tabela 2 apresenta um compilado dos valores comumente adotados em cálculo de blindagem, conforme as referências citadas.

Tabela 2 – Fatores de Ocupação

Local	Fator de ocupação
Ocupação permanente: Consultórios, escritórios, recepção, postos de enfermagem, laboratórios	1
Sala de exames ou sala de tratamento adjacente	1/2
Corredores	1/5
Banheiro de funcionários	1/5
Sala de descanso de funcionários, copa	1/5
Leitos hospitalares	1/5
Portas com acesso aos corredores	1/8
Banheiros públicos	1/20
Sala de espera	1/20
Depósitos, almoxarifados	1/20
Sala de espera para acompanhantes, áreas externas com local de espera	1/20
Áreas externas com passagem de pedestres ou veículos, estacionamentos, escadas, elevadores (sem ascensorista)	1/40

Fonte: CNEN, 2023; NCRP, 2024; MADSEN et al., 2006; SAHA, 2010.

Apesar de amplamente utilizados em radiodiagnóstico e radioterapia, recomenda-se que os fatores de ocupação tabelados sejam aplicados apenas como ponto de partida em projetos de instalações de medicina nuclear. Devido ao uso de fontes radioativas não seladas, os fluxos de colaboradores e fontes radioativas variam significativamente de acordo com o porte do serviço, a organização dos ambientes e a rotina operacional. Por esse motivo, a própria normativa nacional

admite que o fator de ocupação possa ser determinado de forma individualizada, desde que devidamente demonstrado e justificado no memorial de cálculo de blindagens (CNEN, 2023).

A definição de fatores de ocupação personalizados pressupõe uma análise prévia da instalação, contemplando o fluxo de pacientes, radiofármacos e IOEs, bem como o número de trabalhadores por turno e as atividades desempenhadas em cada ambiente. O NCRP 147 afirma, ainda, que um especialista qualificado deve adotar pressupostos razoáveis e realistas quanto aos fatores de ocupação, uma vez que cada instalação possui circunstâncias particulares próprias (NCRP, 2004).

Nesse processo, é fundamental identificar corretamente o grupo crítico associado a cada ambiente ou barreira avaliada, garantindo que o cálculo reflita as condições reais de uso do espaço (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025). Ao analisar os diferentes indivíduos que ocupam um mesmo local, o fator de ocupação assume papel determinante na definição do grupo crítico, uma vez que atua diretamente na razão P/T , meta de dose admissível no ponto de cálculo. Em ambientes nos quais há presença temporária de pacientes, por exemplo, estes podem estar sujeitos a limites de dose mais restritivos, porém permanecem no local por intervalos reduzidos. Em contrapartida, o IOE que atua no mesmo local, embora submetido a um limite ocupacional mais elevado, apresenta maior tempo de permanência, podendo, portanto, constituir o grupo limitante para o dimensionamento da blindagem. Dessa forma, como a dose semanal admissível no ponto de cálculo é modulada pela razão P/T , pequenas variações no fator de ocupação T , decorrentes, por exemplo, de alterações na escala de trabalho ou no fluxo de pacientes, podem alterar significativamente a identificação do grupo crítico, influenciando diretamente a espessura final das barreiras.

Um aspecto particularmente relevante na medicina nuclear diz respeito à presença simultânea de pacientes injetados em ambientes adjacentes, como boxes de repouso. Nesses casos, um paciente deve ser considerado como indivíduo do público em relação ao outro, uma vez que não há justificativa clínica para a exposição adicional entre pacientes. Essa situação ilustra uma diferença conceitual importante em relação ao radiodiagnóstico e à radioterapia, nas quais o paciente não é tratado como fonte. Assim, a adequada definição do fator de ocupação reforça a necessidade de metodologias de cálculo específicas para a medicina nuclear, alinhadas às características operacionais e à realidade dos serviços brasileiros.

3.8 Constante de taxa de dose (Γ)

A constante de taxa de dose Γ (ou “gamão”, como é conhecida de maneira informal no Brasil), é o fator que relaciona a atividade radioativa à taxa de dose produzida por uma fonte radioativa pontual a uma determinada distância. Para fontes suficientemente pequenas (puntiformes), em situações nas quais a atenuação no ar e os efeitos de espalhamento podem ser desprezados, a taxa de dose pode ser expressa pela Equação 1:

$$\dot{D} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad \text{Equação 1}$$

em que $\dot{D}$ representa a taxa de dose, A a atividade radioativa da fonte e d a distância entre a fonte e o ponto de interesse (SAHA, 2010).

Do ponto de vista histórico, um dos primeiros registros e ainda atualmente amplamente utilizado para constantes de taxa de dose e coeficientes de atenuação foi publicada em 1982 pelo *Oak Ridge National Laboratory*, no relatório ORNL/RSIC-45/R1 (UNGER; TRUBEY, 1982). Esses valores foram posteriormente reproduzidos e difundidos no *Handbook of Health Physics and Radiological Health* (SHLEIEN, 1992).

Um avanço conceitual relevante ocorreu em 2005, quando a AAPM, no TG 108, passou a considerar explicitamente a atenuação corporal do paciente na definição da constante de taxa de dose para o ^{18}F (MADSEN *et al.*, 2006). A tese de doutorado desenvolvida por SOARES propôs, em 2018, valores de constantes de taxa de dose para diversos radionuclídeos utilizados em medicina nuclear, obtidos por meio de simulação computacional, considerando a atenuação corporal do paciente e ampliando o conceito inicialmente aplicado ao Flúor-18 para outros radionuclídeos empregados na prática clínica (SOARES, 2018). Esses valores foram posteriormente incorporados como referência no Guia da CNEN, em seu Anexo IV, no qual são apresentados constantes de taxa de dose que já incluem o efeito da atenuação corporal (CNEN, 2023; SOARES *et al.*, 2018).

Embora, em condições rotineiras, a contribuição de fontes radioativas que não sejam pacientes para a taxa de dose total nos pontos de cálculo seja, em geral, desprezível, sobretudo em função do uso de compartimentos adequadamente blindados, essa premissa não é válida para todas as situações operacionais. Em cenários específicos, a permanência temporária dessas fontes fora das blindagens de contenção, ainda que por períodos relativamente curtos, pode resultar em incrementos relevantes na dose estimada, devendo, portanto, ser considerada de forma explícita nos cálculos de blindagem. Nesses casos, torna-se fundamental a revisão dos procedimentos

operacionais e dos protocolos de manipulação e transporte de fontes radioativas, de modo a contemplar situações especiais, como o preparo de radiofármacos, o transporte interno de materiais radioativos e a segregação temporária de rejeitos. Nesses casos, a atenuação corporal não deve ser incorporada aos valores da constante de taxa de dose Γ (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025).

Em 2012, STABIN e SMITH apresentaram um método para o cálculo de constantes de taxa de exposição a partir da consolidação de dados provenientes de referências bem estabelecidas, comparando os valores obtidos com os principais estudos disponíveis à época (SMITH; STABIN, 2012). Entre as referências utilizadas nessa comparação, destaca-se o trabalho de TSCHURLOVITS e colaboradores, que reavaliou constantes de taxa de dose em função da introdução de novas grandezas dosimétricas, contemplando mais de 200 radionuclídeos (TSCHURLOVITS *et al.*, 1992).

De grande destaque e relevância neste contexto, o *Radionuclide Information Booklet*, publicado originalmente pela CNSC em 2018, reúne informações técnicas sobre os principais radionuclídeos de interesse na medicina nuclear, incluindo esquemas de decaimento e valores de Camada Semirredutora (CSR CSR; ou HVL, do inglês *Half-Value Layer*) para chumbo, aço e concreto. Em sua atualização mais recente, publicada em julho de 2025, o guia apresenta os dados de forma individualizada e expandida, fornecendo constantes de taxa de dose para Kerma no ar, Dose Efetiva, além das grandezas operacionais Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(10)$, e Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(10)$ (CNSC, 2025). O documento utiliza coeficientes de conversão de dose baseados em publicações do ICRP, que empregam fantasmas antropomórficos modernos e simulações computacionais estocásticas.

A Tabela 3 apresenta uma compilação comparativa entre os valores de taxa de dose reportados nas referências selecionadas. As variações observadas refletem a evolução dos modelos de cálculo e das grandezas dosimétricas adotadas ao longo do tempo, bem como a atualização dos dados nucleares e dos coeficientes de conversão, progressivamente alinhados às recomendações mais recentes do ICRP. Adicionalmente, a opção por esta referência em detrimento de modelos que incorporam a atenuação corporal justifica-se pelo conservadorismo necessário em projetos de blindagem.

Tabela 3 – Comparação de valores de constantes de taxa de dose em diferentes referências da literatura para o cálculo de blindagens em medicina nuclear. Os valores marcados com * indicam as constantes em que foi considerada a atenuação pelo paciente.

Radio-nuclídeo	Γ	UNGER e TRUBEY, 1982	TSCHURL OVITS <i>et al.</i> , 1992	MADSEN <i>et al.</i> , 2006	STABIN e SMITH, 2012	SOARES <i>et al.</i> , 2018; CNEN, 2023	CNSC, 2025
^{18}F	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$1,851 \times 10^{-4}$	$1,37 \times 10^{-4}$	$1,43 \times 10^{-4}$	$1,49 \times 10^{-4}$	$1,21 \times 10^{-4} *$	$1,398 \times 10^{-4}$
				$0,92 \times 10^{-4} *$			
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$11,41 \times 10^{-2}$	$8,45 \times 10^{-2}$	$8,818 \times 10^{-2}$	$9,19 \times 10^{-2}$	$7,46 \times 10^{-2} *$	$8,621 \times 10^{-2}$
				$5,673 \times 10^{-2} *$			
^{67}Ga	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$3,004 \times 10^{-5}$	$3,10 \times 10^{-4}$	-	$2,08 \times 10^{-5}$	$2,03 \times 10^{-5} *$	$2,254 \times 10^{-5}$
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$1,852 \times 10^{-2}$	$1,91 \times 10^{-1}$		$1,28 \times 10^{-2}$	$1,25 \times 10^{-2} *$	$1,390 \times 10^{-2}$
^{123}I	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$7,47 \times 10^{-5}$	$1,69 \times 10^{-4}$	-	$4,54 \times 10^{-5}$	$1,79 \times 10^{-5} *$	$2,963 \times 10^{-5}$
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$4,611 \times 10^{-2}$	$1,04 \times 10^{-1}$		$2,80 \times 10^{-2}$	$1,10 \times 10^{-2} *$	$1,827 \times 10^{-2}$
^{131}I	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$7,64 \times 10^{-5}$	$5,93 \times 10^{-5}$	-	$5,65 \times 10^{-5}$	$5,00 \times 10^{-5} *$	$5,471 \times 10^{-5}$
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$4,716 \times 10^{-2}$	$3,66 \times 10^{-2}$		$3,48 \times 10^{-2}$	$3,08 \times 10^{-2} *$	$3,374 \times 10^{-2}$
^{111}In	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$1,356 \times 10^{-4}$	$2,22 \times 10^{-4}$	-	$8,88 \times 10^{-5}$	$2,44 \times 10^{-5} *$	$6,325 \times 10^{-5}$
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$8,362 \times 10^{-2}$	$1,37 \times 10^{-1}$		$5,48 \times 10^{-2}$	$1,50 \times 10^{-2} *$	$3,900 \times 10^{-2}$
^{177}Lu	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$7,636 \times 10^{-6}$	-	-	-	$6,98 \times 10^{-6} *$	$4,935 \times 10^{-6}$
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$4,709 \times 10^{-3}$				$4,30 \times 10^{-3} *$	$3,043 \times 10^{-3}$
^{223}Ra	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$8,789 \times 10^{-5}$	-	-	-	$2,16 \times 10^{-5} *$	$4,134 \times 10^{-5}$
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$5,420 \times 10^{-2}$				$1,33 \times 10^{-2} *$	$2,549 \times 10^{-2}$
^{153}Sm	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$2,440 \times 10^{-5}$	-	-	-	$1,17 \times 10^{-5} *$	-
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$1,505 \times 10^{-2}$				$7,22 \times 10^{-3} *$	
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$3,317 \times 10^{-5}$	$3,60 \times 10^{-5}$	-	$2,06 \times 10^{-5}$	$1,74 \times 10^{-5} *$	$1,853 \times 10^{-5}$
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$2,045 \times 10^{-2}$	$2,22 \times 10^{-2}$		$1,27 \times 10^{-2}$	$1,07 \times 10^{-2} *$	$1,143 \times 10^{-2}$
^{201}Tl	(mSv.m ²)/ (MBq.h)	$2,372 \times 10^{-5}$	$1,05 \times 10^{-4}$	-	$1,16 \times 10^{-5}$	$1,59 \times 10^{-5} *$	$1,459 \times 10^{-5}$
	($\mu\text{Sv.m}^2$)/ (mCi.min)	$1,463 \times 10^{-2}$	$6,48 \times 10^{-2}$		$7,15 \times 10^{-3}$	$9,81 \times 10^{-3} *$	$8,99 \times 10^{-3}$

FONTE: UNGER e TRUBEY, 1982; TSCHURL OVITS *et al.*, 1992; MADSEN *et al.*, 2006; STABIN e SMITH, 2012; SOARES *et al.*, 2018; CNEN, 2023; CNSC, 2025.

O ^{18}F é o único emissor de pósitrons incluído, uma vez que o ^{18}F -FDG é o radiofármaco predominante na prática clínica em instalações com equipamentos PET/CT e representa a condição mais restritiva para o dimensionamento de blindagens. Conforme discutido no AAPM TG 108, o cálculo baseado nesse radionuclídeo é suficientemente conservador para abranger outros emissores de pósitrons com meia-vida mais curta ou constantes de taxa de dose inferiores, dispensando o cálculo específico para outros isótopos, como ^{68}Ga ou ^{82}Rb (MADSEN *et al.*, 2006).

Para realização de cálculos de blindagem, recomenda-se a adoção das constantes de taxa de dose e demais parâmetros publicados pela CNSC (CNSC, 2025). Esta escolha fundamenta-se na robustez metodológica empregada pelo órgão regulador canadense, cujos dados derivam de modelos computacionais modernos e refletem as recomendações de proteção radiológica mais recentes da ICRP. Tais valores serão utilizados como referência principal nos exemplos de cálculo e nas validações apresentadas no Capítulo 4 desta tese.

Para radionuclídeos não contemplados no documento da CNSC, como o ^{153}Sm , radionuclídeo relevante para a prática clínica nacional, recomenda-se a adoção dos valores propostos por SOARES (SOARES *et al.*, 2018). Essa escolha garante a cobertura dos principais radionuclídeos empregados e está em acordo com as recomendações da ANSN (CNEN, 2023).

3.9 Atividade acumulada (A_c)

Em medicina nuclear, empregam-se radionuclídeos cujas meias-vidas físicas variam de poucas horas, como o ^{18}F , até períodos da ordem de dias ou semanas, como o ^{131}I , o que implica variação significativa da atividade radioativa ao longo do tempo. Assim sendo, a simples consideração de uma fonte pontual com atividade constante não representa adequadamente o cenário real de exposição. Por isso, nos cálculos de blindagem é essencial incorporar o efeito temporal das fontes, considerando decaimento físico, eliminação biológica e o tempo de permanência do paciente. Isso se dá através da grandeza atividade acumulada, que resulta da integração da atividade ao longo do intervalo considerado (SAHA, 2010).

Sendo A_0 a atividade inicial da fonte radioativa, o cálculo da atividade acumulada A_c se dá através da relação:

$$A_c = \frac{A_0(1-e^{-\lambda t})}{\lambda} \quad \text{Equação 2}$$

onde λ é a constante de decaimento do radionuclídeo e poderá ser encontrada através do tempo de meia-vida $T_{1/2}$ do radionuclídeo pela relação:

$$\lambda = \frac{\ln(2)}{T_{1/2}} \quad \text{Equação 3}$$

A Tabela 4 apresenta os valores de tempo de meia-vida e das respectivas constantes de decaimento calculadas para os principais radionuclídeos utilizados na rotina clínica, considerando os mesmos radionuclídeos previamente listados na Tabela 3.

Tabela 4 – Tempo de meia-vida e constante de decaimento para os principais radionuclídeos utilizados na rotina clínica.

Radionuclídeo	T ½	λ (min ⁻¹)	Radionuclídeo	T ½	λ (min ⁻¹)
¹⁸ F	1,83 horas	$6,31 \times 10^{-3}$	¹⁷⁷ Lu	6,65 dias	$7,24 \times 10^{-5}$
⁶⁷ Ga	3,26 dias	$1,48 \times 10^{-4}$	²²³ Ra	11,43 dias	$4,21 \times 10^{-5}$
¹²³ I	13,22 horas	$8,74 \times 10^{-4}$	¹⁵³ Sm	1,9 dias	$2,53 \times 10^{-4}$
¹³¹ I	8,023 dias	$6,00 \times 10^{-5}$	^{99m} Tc	6,02 horas	$1,92 \times 10^{-3}$
¹¹¹ In	2,80 dias	$1,72 \times 10^{-4}$	²⁰¹ Tl	3,04 dias	$1,58 \times 10^{-4}$

Fonte: (CNSC, 2025; UNGER; TRUBEY, 1982), com cálculos da autora.

Em 2006, a AAPM introduziu de forma explícita no TG 108 a eliminação biológica do radiofármaco como um fator relevante na estimativa das doses associadas aos pacientes para fins de cálculo de blindagem. O documento considera que, após o período de repouso (*uptake*) e antes da aquisição das imagens na sala de exames, o paciente elimina pela urina aproximadamente 15% da atividade administrada de ¹⁸F-FDG pela urina. Com base nessa premissa, o TG 108 recomenda a aplicação de um fator de redução, multiplicando-se a atividade acumulada por 0,85 no cálculo da dose na sala de exames (MADSEN *et al.*, 2006). Ainda que estudos em radioiodoterapia quantifiquem eliminações biológicas significativas via urina para o ¹³¹I (DEMIR *et al.*, 2013), a transposição desses percentuais para o cálculo de blindagem estrutural exige cautela. A tese apresentada por SOARES, embora não proponha novos percentuais de eliminação biológica, consolida a lógica de incorporar a atenuação corporal e a dinâmica do paciente como elementos fundamentais para a obtenção de constantes de taxa de dose mais representativas da prática clínica (SOARES, 2018).

Embora o conceito de eliminação biológica já seja amplamente consolidado na dosimetria interna, o diferencial do TG 108 está na aplicação direta e quantitativa. É importante ressaltar que o valor de 15% apresentado no documento está especificamente associado aos protocolos de

PET/CT com ^{18}F -FDG, não havendo base normativa para sua generalização automática a outros radiofármacos ou modalidades da medicina nuclear. Para outros radiofármacos, como o ^{18}F -PSMA e ^{68}Ga -PSMA, cada vez mais comuns na rotina dos SMN no Brasil, a adoção desse fator deve ser encarada como uma aproximação conservadora, sendo recomendável que sua aplicação seja explicitamente justificada no memorial de cálculo. Embora o TG 108 aplique explicitamente o fator de redução ao ambiente da sala de exames, a extensão desse critério a outros locais nos quais o paciente possa permanecer após a aquisição das imagens, como áreas de troca de vestuário ou salas de espera, pode ser considerada, desde que devidamente justificada no memorial de cálculo. Essa prática contribui para estimativas de dose mais realistas, especialmente em serviços nos quais os fluxos operacionais e os tempos de permanência variam de forma significativa.

3.10 Dose efetiva de uma fonte radioativa (E)

Para a determinação da dose efetiva E no ar associada a uma fonte radioativa pontual, parte-se da relação fundamental entre a taxa de dose e a atividade radioativa. Considerando uma fonte pontual com constante de taxa de dose característica Γ , sem a presença de qualquer barreira atenuadora, a uma distância d igual a 1 metro, temos a taxa de dose $\dot{E}^1(0)$, chegamos à relação (SAHA, 2010):

$$\frac{E}{t} = \frac{A\Gamma}{d^2} \rightarrow \dot{E}^1(0) = A\Gamma \rightarrow E^1(0) = A_c\Gamma \quad \text{Equação 4}$$

Substituindo o valor da atividade acumulada A_c pela Equação 2, temos:

$$E^1(0) = \frac{A_0(1-e^{-\lambda t})\Gamma}{\lambda} \quad \text{Equação 5}$$

Para cada ponto de cálculo, a dose total semanal $E_{w,\text{tot}}^1(0)$ pode ser determinada a partir da soma das contribuições de todos os n procedimentos previstos de acordo com o número de pacientes por semana N_w , a atividade inicial A_0 administrada, o tempo de permanência t no ambiente e o radionuclídeo de constantes Γ e λ utilizado. Dessa forma, a dose efetiva total semanal a 1 metro pode ser expressa como:

$$E_{w,\text{tot}}^1(0) = \sum_n N_{w,n} A_{0,n} \Gamma_n \lambda_n^{-1} (1 - e^{-\lambda_n t_n}) \quad \text{Equação 6}$$

3.11 Fator de transmissão (B)

O cálculo de blindagens em instalações radiativas baseia-se no princípio físico da atenuação da radiação ao atravessar um material. Para um feixe monoenergético proveniente de uma fonte pontual, a relação entre a intensidade incidente no ar $I(0)$ e a intensidade $I(x)$, após atravessar uma barreira de espessura x , é descrita por uma relação de atenuação exponencial expressa por:

$$I(x) = I(0) e^{-\mu x} \quad \text{Equação 7}$$

em que μ representa o coeficiente de atenuação linear do material atenuador, dependente da energia dos fótons incidentes e da composição do material (SAHA, 2010).

A partir dessa relação, define-se o fator de transmissão **B** como a razão entre a intensidade transmitida e a intensidade incidente:

$$B = \frac{I(x)}{I(0)} = \frac{I(0)e^{-\mu x}}{I(0)} = e^{-\mu x} \quad \text{Equação 8}$$

Essa grandeza adimensional representa a fração da radiação que atravessa a barreira e constitui um dos parâmetros centrais no dimensionamento das blindagens. No contexto do radiodiagnóstico, a intensidade pode ser representada pela grandeza kerma no ar ou exposição, enquanto na medicina nuclear é usual expressar a grandeza de interesse em termos de dose efetiva, em mSv. Para a determinação adequada do fator de transmissão em cada ponto, o valor da dose no ar deve ser corrigido pela lei do inverso do quadrado da distância **d** entre a fonte e o ponto de cálculo, bem como o fator de ocupação **T** e pela quantidade de pacientes injetados **N_w**. É importante ressaltar que não há necessidade de correção pelo fator de uso **U**, utilizado no caso de barreiras primárias em radiodiagnóstico, uma vez que em medicina nuclear existem apenas barreiras secundárias, mesmo no caso de sistemas híbridos com tomografia computadorizada (NCRP, 2004).

Assim sendo, é possível descrever o fator de transmissão como a razão **B** entre a dose após a barreira e a dose antes da barreira. Sabendo que a dose após a barreira é a meta de blindagem **P** para o ponto de cálculo, tem-se (SAHA, 2010):

$$B = \frac{E(x)}{E(0)} = \frac{P}{E(0)} = \frac{P d^2}{E^1(0) T N_w} \quad \text{Equação 9}$$

Importante reforçar que quando o valor de B é maior que 1, indica que a contribuição de dose **E(0)**, corrigida pela distância do ponto de cálculo, já é menor que o limite estabelecido **P**, sendo dispensada a aplicação de barreira adicional.

3.12 Constante de atenuação (μ)

A partir do fator de transmissão obtido, pode-se determinar a espessura de blindagem necessária para cada material, utilizando-se os coeficientes de atenuação ou valores de Camada Semirredutora (CSR; ou HVL, do inglês *Half-Value Layer*) e Camada Decirredutora (CDR; ou TVL, do inglês *Tenth-Value Layer*) correspondentes à energia dos fótons envolvidos.

A constante de atenuação μ é característica de cada material atenuador e dependente da energia dos fótons incidentes, ou seja, é diferente para cada radionuclídeo emissor (SAHA, 2010). Esse parâmetro pode ser obtido diretamente em tabelas ou derivado a partir dos valores de HVL ou TVL, definidas, respectivamente, como as espessuras necessárias para reduzir a intensidade do feixe à metade ou a um décimo de seu valor inicial. A relação entre μ e essas grandezas pode ser expressa por:

$$\frac{I}{I(0)} = 2 = e^{-\mu.CSR} \rightarrow \mu = \frac{\ln(2)}{CSR} \quad \text{Equação 10}$$

ou ainda:

$$\frac{I}{I(0)} = 10 = e^{-\mu.CDR} \rightarrow \mu = \frac{\ln(10)}{CDR} \quad \text{Equação 11}$$

O *Radionuclide Information Booklet* atualizado em 2025 pela CNSC amplia o conjunto de informações disponíveis na literatura ao disponibilizar coeficientes de atenuação para materiais de interesse prático no dimensionamento de blindagens, como chumbo, concreto e aço (CNSC, 2025). Em geral, o primeiro cálculo de espessura de blindagem é realizado para o chumbo e, em seguida, outros materiais também podem ser considerados de acordo com a necessidade, desde que bem justificado e devidamente referenciado no memorial.

A Tabela 5 apresenta os valores de CSR em chumbo e concreto para os principais radionuclídeos utilizados na prática da medicina nuclear. Os valores de CSR apresentados pela CNSC foram obtidos a partir de coeficientes de atenuação e fatores de espalhamento validados, empregando metodologias de cálculo consistentes com modelos computacionais modernos e

dados nucleares atualizados. A validação para os valores em concreto é detalhada no Apêndice A do documento, sendo os resultados derivados de informações provenientes de referências amplamente reconhecidas e de simulações baseadas em códigos Monte Carlo (CNSC, 2025). Dessa forma, a adoção dos valores publicados pela CNSC proporciona maior consistência metodológica e confiabilidade na estimativa das espessuras de blindagem, sendo, portanto, recomendada como referência principal neste trabalho. Uma vez que o documento não contempla o radionuclídeo ^{153}Sm , e considerando sua relevância na prática clínica nacional, adotou-se, para composição da Tabela 5, o valor de CSR em chumbo reportado por STABIN e SMITH, garantindo a inclusão dos radionuclídeos de interesse neste estudo (SMITH; STABIN, 2012).

Tabela 5 – Valores de Camada Semirredutora e constantes de atenuação para os principais radionuclídeos utilizados na rotina clínica.

Radionuclídeo	Chumbo		Concreto (2,35 g/cm ³)	
	CSR (mm)	μ (mm ⁻¹)	CSR (cm)	μ (cm ⁻¹)
^{67}Ga	0,81	0,856	4,10	0,169
^{123}I	0,093	7,453	3,73	0,186
^{131}I	2,83	0,245	9,46	0,073
^{111}In	0,51	1,359	6,51	0,106
^{177}Lu	0,53	1,308	7,08	0,098
^{223}Ra	1,61	0,431	8,19	0,085
^{153}Sm	0,0876	7,913	-	
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	0,36	1,925	6,66	0,104
^{201}Tl	0,24	2,888	4,17	0,166

Fonte: (CNSC, 2025; SMITH; STABIN, 2012), com cálculos da autora.

Uma vez que os parâmetros de ajuste do modelo de Archer para emissores de pósitrons encontram-se devidamente documentados no AAPM TG 108 (MADSEN et al., 2006), optou-se por não incluir na Tabela 5 os valores de CSR e da constante de atenuação para o ^{18}F . São apresentados na Tabela 6 os parâmetros de ajuste obtidos a partir de cálculos por simulação Monte Carlo, os quais representam de forma mais fidedigna a atenuação da radiação de aniquilação em 511 keV. Esta abordagem incorpora os efeitos de espalhamento e condições de geometria de feixe largo. O próprio TG 108 demonstra essa superioridade por meio de comparações diretas entre os resultados de simulação Monte Carlo e estimativas baseadas em CDR reportadas pelo NCRP, evidenciando limitações dessas aproximações para o dimensionamento de blindagens para instalações de PET/CT (MADSEN et al., 2006).

Tabela 6 – Parâmetros de ajuste do modelo de Archer para feixes de 511 keV.

Parâmetros de ajuste para feixes de 511 keV			
Material	α (cm ⁻¹)	β (cm ⁻¹)	γ
Chumbo	1,543	- 0,4408	2,136
Concreto (2,35 g/cm ³)	0,1539	- 0,1161	2,0752

Fonte: Adaptado de Madsen et al. (2006).

3.13 Espessura de blindagem (x)

A partir da determinação do fator de transmissão **B** e do conhecimento das propriedades de atenuação do material de blindagem, torna-se possível calcular a espessura mínima x necessária para que a dose no ponto de cálculo atenda ao valor de projeto estabelecido, **P**.

Considerando a atenuação exponencial da radiação em um material homogêneo, a espessura de blindagem pode ser obtida pela relação:

$$x = -\frac{\ln(B)}{\mu} \quad \text{Equação 12}$$

Substituindo-se a expressão do fator de transmissão definida na Equação 9, obtém-se:

$$B = e^{-\mu x} = \frac{Pd^2}{TN_w A_0(1-e^{-\lambda t})\Gamma} \quad \text{Equação 13}$$

que é a relação apresentada por SAHA (SAHA, 2010) e vai de encontro às equações apresentadas no AAPM TG 108 (MADSEN et al., 2006), no CNSC GD-52 (CNSC, 2010) e no documento irlandês (RPII, 2009).

Isolando-se a espessura de blindagem x , chega-se à expressão:

$$x = -\frac{\ln(B)}{\mu} \rightarrow x = -\frac{1}{\mu} \cdot \ln \left(\frac{Pd^2}{TN_w A_0(1-e^{-\lambda t})\Gamma} \right) \quad \text{Equação 14}$$

Além da abordagem baseada no coeficiente de atenuação linear, quando estão disponíveis os parâmetros de ajuste do material atenuador para a energia do radionuclídeo de interesse podemos, ainda, encontrar a espessura x através da relação (AAPM 2005; NCRP 2004):

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[\frac{B^{-\gamma + (\beta/\alpha)}}{1 + (\beta/\alpha)} \right] \quad \text{Equação 15}$$

que corresponde ao modelo empírico de Archer, desenvolvido para representar a atenuação da radiação por meio de parâmetros de ajuste obtidos a partir de dados experimentais e simulações computacionais. Nesse modelo, os coeficientes α , β e γ dependem tanto da energia do fóton quanto do material atenuador, permitindo uma descrição mais acurada do comportamento da transmissão, especialmente em regimes nos quais os efeitos de espalhamento e endurecimento do feixe se tornam relevantes.

No contexto do radiodiagnóstico, o NCRP 147 consolida de forma abrangente os parâmetros do modelo de Archer para diferentes materiais e equipamentos, fornecendo um conjunto extenso de dados de referência amplamente utilizado (NCRP, 2004). Em medicina nuclear, por sua vez, a disponibilidade desses parâmetros é mais restrita. O AAPM TG 108 apresenta valores específicos do modelo de Archer para emissores de pósitron (511 keV) obtidos por simulação Monte Carlo. Assim, a aplicação dessa formulação em medicina nuclear deve ser feita com cautela, limitada às condições para as quais os parâmetros foram explicitamente determinados ou devidamente justificada quando extrapolada.

3.14 Seleção de radionuclídeos e procedimentos relevantes

O guia canadense GD-52 apresenta tabelas baseadas em cenários hipotéticos de serviços de medicina nuclear, nas quais são avaliadas a carga de trabalho e a contribuição relativa de dose associada a procedimentos típicos de um SMN. A partir dessa análise comparativa, o documento demonstra que determinados procedimentos podem apresentar contribuição desprezível para a dose total em pontos de cálculo quando comparados àqueles dominantes em termos de atividade administrada, frequência semanal ou tempo de permanência do paciente. Com base nesse pressuposto, o guia admite a exclusão de procedimentos de baixa contribuição dos cálculos de blindagem, desde que essa decisão seja tecnicamente justificada e devidamente documentada no memorial de cálculo, em consonância com o princípio da otimização da proteção radiológica (CNSC, 2010).

Essa abordagem é reforçada por SALEHZAHI e TSE, que discutem, a partir de análises quantitativas de carga de trabalho em instalações de medicina nuclear, que a inclusão indiscriminada de todos os radionuclídeos clinicamente possíveis tende a superestimar as doses

calculadas, sem ganho real em segurança radiológica. Os autores defendem que os cálculos de blindagem devem priorizar os procedimentos que efetivamente dominam a contribuição de dose, adotando critérios de significância técnica para a seleção dos cenários de cálculo (SALEHZAH; TSE, 2020).

Dessa forma, é tecnicamente justificável restringir os cálculos de blindagem aos procedimentos que apresentam maior relevância do ponto de vista radiológico, não sendo necessária a avaliação individual de todos os radionuclídeos listados na autorização de operação do SMN, desde que a exclusão dos demais seja adequadamente fundamentada. A definição dos radionuclídeos e procedimentos a serem considerados no cálculo de blindagens, portanto, não deve ser realizada de forma genérica, mas sim refletir a realidade operacional específica de cada instalação. Para isso, torna-se essencial a análise detalhada do perfil assistencial do SMN, conduzida preferencialmente em conjunto com o médico responsável técnico, de modo a identificar os principais protocolos realizados, suas frequências e a carga de trabalho associada. Serviços com maior predominância de terapias, cintilografia do miocárdio ou exames de PET/CT, por exemplo, apresentam contribuições de dose substancialmente distintas, que devem ser avaliadas de maneira individualizada. Recomenda-se, assim, a elaboração inicial de uma listagem abrangente de todos os procedimentos previstos, seguida da seleção daqueles que efetivamente contribuem de forma significativa para os pontos de cálculo. Essa seleção deve ser devidamente justificada e apresentada em tabela específica no memorial de cálculo, em conformidade com as orientações do Guia de licenciamento da CNEN (CNEN, 2023).

3.15 Considerações para sistemas híbridos

Em instalações que dispõem de sistemas híbridos PET/CT ou SPECT/CT, o dimensionamento de blindagens exige uma abordagem integrada, que vai além da aplicação isolada da metodologia proposta pelo AAPM TG 108. O documento não contempla a contribuição dos Raios X gerados pela TC acoplada a esses sistemas, configurando uma lacuna metodológica relevante (MADSEN *et al.*, 2006).

Do ponto de vista regulatório, a TC associada a sistemas híbridos, seja quando utilizada exclusivamente para correção de atenuação e localização anatômica, seja quando operada de forma independente para diagnóstico, conforme é permitido pela legislação, deve atender integralmente aos requisitos normativos aplicáveis ao radiodiagnóstico. Isso inclui a implementação de programas de controle de qualidade, a execução de levantamentos

radiométricos a realização de cálculos de blindagem, conforme estabelecido na RDC nº 611 (ANVISA, 2022b). Desconsiderar a contribuição da TC no planejamento das blindagens pode subestimar as doses nos pontos de cálculo e comprometer o atendimento aos limites de dose regulamentares, com potenciais implicações para a segurança radiológica do serviço.

Dessa forma, para salas que abrigam equipamentos híbridos, torna-se imprescindível a aplicação de duas metodologias distintas de cálculo de blindagem: uma voltada à radiação gama e outra específica para o radiodiagnóstico. Os resultados desses cálculos devem ser posteriormente combinados, assegurando que a soma das contribuições de ambas as modalidades não ultrapasse a meta de blindagem P definida para cada ponto de cálculo.

Uma abordagem prática consiste na distribuição fracionada da meta de blindagem entre as diferentes fontes de radiação. Por exemplo, pode-se inicialmente atribuir 70% do limite de dose à contribuição dos radionuclídeos e 30% à contribuição dos Raios X, ajustando-se esses percentuais de forma iterativa até se alcançar uma solução tecnicamente adequada e compatível com as restrições estruturais e operacionais da instalação. SALEHZAHI e TSE propõem um procedimento iterativo para essa avaliação, no qual diferentes cenários são simulados até a obtenção de um equilíbrio entre segurança radiológica, viabilidade construtiva e otimização do projeto (SALEHZAHI; TSE, 2020).

Como consequência dessa abordagem, os cálculos de blindagem devem ser realizados de forma independente para cada modalidade, considerando-se, em cada caso, apenas a fração da meta de blindagem P a ela atribuída (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025). A partir desses cálculos, obtêm-se espessuras de blindagem distintas para a medicina nuclear e o radiodiagnóstico. A espessura da blindagem deve ser avaliada sistematicamente, confirmando, para as duas contribuições, o valor final de dose recebida no ponto de cálculo e comparando com o limite P . Não se trata, portanto, de somar espessuras, adotar blindagens duplicadas e nem simplesmente adotar o maior valor calculado. Ajustes devem ser feitos com objetivo de confirmar se o valor de espessura adotado para o projeto final é capaz de garantir os limites de dose estabelecidos como objetivo.

Essa consideração evidencia que o correto dimensionamento de blindagens em sistemas híbridos depende do domínio técnico das duas modalidades de imagem envolvidas. O profissional responsável pelo projeto deve compreender não apenas os parâmetros dosimétricos e regulatórios em medicina nuclear, mas também os parâmetros operacionais e de carga de trabalho associados à TC. Cabe destacar que essa integração metodológica não está descrita de forma clara nos documentos normativos vigentes, o que frequentemente gera interpretações divergentes e insegurança técnica durante processos de licenciamento. Por esse motivo, é

fundamental que a estratégia adotada para a distribuição das contribuições de dose seja claramente justificada e documentada no memorial de blindagens apresentado ao órgão regulador, explicitando as premissas, os percentuais adotados e os critérios de otimização empregados (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025).

3.16 Cálculo de blindagens em Tomografia Computadorizada

Em tomografia computadorizada, a grandeza fundamental utilizada para caracterizar o feixe é o CTDI (do inglês *Computed Tomography Dose Index*). O CTDI representa uma medida padronizada da dose depositada ao longo do eixo longitudinal (eixo z) para uma aquisição tomográfica e é obtido a partir da integração do perfil de dose gerado por um único corte, normalizada pela espessura nominal do feixe (GOLDMAN, 2007; AAPM, 2008). Na prática, essa grandeza é mensurada como CTDI₁₀₀, utilizando uma câmara de ionização tipo lápis de 100 mm de comprimento posicionada em simuladores de PMMA apropriados, o que permite uma estimativa reproduzível da dose emitida pelo equipamento, independente do paciente.

A partir do CTDI₁₀₀, define-se o CTDI ponderado (CTDI_w), que considera a distribuição não uniforme da dose entre a região central e a periferia do simulador, e o CTDI volumétrico (CTDI_{vol}), que incorpora o efeito do *pitch* em aquisições helicoidais (GOLDMAN, 2007). Embora essas grandezas não representem diretamente a dose absorvida pelo paciente, elas constituem parâmetros consolidados para comparação entre protocolos, equipamentos e, especialmente, para aplicações de proteção radiológica e cálculo de blindagens.

De forma complementar, o DLP (do inglês *Dose Length Product*), obtido pelo produto do CTDI_{vol} pelo comprimento irradiado L, expressa a carga total de radiação associada ao exame e é amplamente utilizado. Uma descrição detalhada dessas grandezas e de sua relação com a dose do paciente encontra-se na dissertação de CORREIA (DUARTE CORREIA, 2018). Atualmente, os equipamentos de tomografia computadorizada exibem automaticamente, ao final de cada aquisição, ou mesmo como estimativa prévia durante o planejamento do exame, os valores de CTDI_{vol} e DLP, apresentados por meio do relatório *dose report* gerado pelo sistema e inseridos no cabeçalho DICOM das imagens.

São apresentados no NCRP Report 147 três métodos principais para o cálculo de blindagens em salas de TC: métodos baseados no CTDI₁₀₀, no DLP e nas curvas de isodose (NCRP, 2004). Para o cálculo, é fundamental dispor de informações específicas sobre o tomógrafo e sobre a rotina clínica da instalação, de modo a estimar adequadamente o número de

procedimentos realizados por semana e os valores médios de DLP associados a cada protocolo. Na ausência de dados dosimétricos específicos geralmente fornecidos pelo fabricante do equipamento, podem ser adotados, de forma conservadora, os valores máximos de $CTDI_{vol}$ estabelecidos na legislação vigente (ANVISA, 2021).

A partir do DLP, o Kerma no ar K_s a 1 metro da fonte pode ser estimado por meio das relações propostas no NCRP 147 (NCRP, 2004), conforme expresso na Equação 16:

$$K_{s,tot}^1(0) = A N_w K_b^1 + H N_w K_h^1 \quad \text{Equação 16}$$

sendo os valores de K_h^1 e K_b^1 dados pela Equação 16 e Equação 17, respectivamente:

$$K_h^1 = k_h DLP_h = k_h CTDI_{vol} L_h \quad \text{Equação 17}$$

$$K_b^1 = 1,2 k_b DLP_b = 1,2 k_b CTDI_{vol} L_b \quad \text{Equação 18}$$

em que k_h representa o fator de espalhamento para exames de crânio (*head*), k_b o fator de espalhamento para exames de corpo (*body*), A a fração de exames corporais, H a fração de exames de crânio e N_w o número semanal de procedimentos. As frações de exames podem ser discriminadas entre procedimentos realizados com e sem o uso de meio de contraste, considerando-se o perfil assistencial previsto, as características do equipamento e previsão de atendimento pelo corpo clínico e direção da instalação.

Na ausência de dados específicos fornecidos pela instalação, recomenda-se a adoção dos níveis de referência de diagnóstico (DRL, do inglês *Dose Reference Level*) estabelecidos no Anexo II da Instrução Normativa nº 93 (ANVISA, 2021). Já para o comprimento irradiado, o NCRP 147 apresenta valores típicos em sua Tabela 5.2 (NCRP, 2004) e recomenda, ainda, que nos exames realizados com uso de meio de contraste, o valor seja multiplicado por um fator 2. Os valores do fator de espalhamento k , de $CTDI_{vol}$, do comprimento irradiado e de DLP para exames de cabeça e abdome encontram-se compilados na Tabela 7, a qual apresenta dados para exames em pacientes adultos.

Tabela 7 – Valores do fator de espalhamento k , $CTDI_{vol}$, comprimento irradiado e DLP para exames de cabeça e abdome.

Região	k (cm ⁻¹) (NCRP, 2004)	$CTDI_{vol}$ (mGy) (ANVISA, 2021)	L (cm) (NCRP, 2004)	DLP (mGy.cm)	
				Sem contraste	Com contraste
Cabeça	9×10^{-5}	70	20	1400	2800
Abdome	3×10^{-4}	25	25	625	1250

Fonte: (ANVISA, 2021; NCRP, 2004), com cálculos da autora.

A partir do valor de K_s e do limite de dose P , obtém-se o fator de transmissão B através da relação dada pela Equação 9, permitindo o isolamento da espessura de blindagem x .

$$B = \frac{P}{K_{s,tot}^1(0)} = \frac{P d^2}{K_{s,tot}^1(0) T} \quad \text{Equação 19}$$

$$x = -\frac{\ln(B)}{\mu} \rightarrow x = -\frac{1}{\mu} \cdot \ln \left(\frac{P d^2}{K_s^1(0) T} \right) \quad \text{Equação 20}$$

Alternativamente, quando são conhecidos os parâmetros de ajuste α , β e λ do material atenuador para a energia do feixe, a espessura de blindagem pode ser determinada por meio da relação apresentada na Equação 15 e parâmetros de ajuste da Tabela 8.

Tabela 8 – Parâmetros de ajuste do modelo de Archer em TC de 120 e 140 kVp para chumbo e concreto.

Parâmetros de ajuste para TC com 120 kVp			
Material	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	Γ
Chumbo	2,246	5,73	0,547
Concreto (2,4 g/cm ³)	0,0383	0,0142	0,658

Parâmetros de ajuste para TC com 140 kVp			
Material	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
Chumbo	2,009	3,99	0,342
Concreto (2,4 g/cm ³)	0,0336	0,0122	0,519

Fonte: Adaptado do NCRP 147, Figuras A.2 e A.3 (NCRP, 2004).

3.17 Múltiplas contribuições de dose

Em pontos de cálculo sujeitos a múltiplas contribuições de dose, o dimensionamento de blindagens deve ser conduzido com especial cautela. Conforme discutido no Guia da CNEN, pontos com múltiplas contribuições devem ser explicitamente identificados no memorial de blindagens, e a distribuição da meta de blindagem **P** entre as diferentes fontes deve ser claramente justificada, garantindo que a soma das parcelas não ultrapasse o limite estabelecido para o local (CNEN, 2023).

Nessas situações, a contribuição total de dose em um determinado ponto resulta da soma das exposições provenientes de diferentes fontes, de modo que a modificação de parâmetros associados a uma delas pode impactar diretamente no ponto avaliado. Essa interdependência exige uma análise crítica rigorosa do projeto, com verificação cuidadosa das hipóteses adotadas, dos fluxos operacionais e das cargas de trabalho consideradas.

Nesse contexto, abordagens baseadas em métodos iterativos mostram-se particularmente adequadas. TSE e SALEHZAHÍ propõem um modelo no qual as contribuições de dose são ajustadas progressivamente entre diferentes fontes e barreiras, avaliando-se, a cada iteração, o impacto das modificações no atendimento à meta de blindagem em todos os pontos relevantes (SALEHZAHÍ; TSE, 2020). Essa estratégia permite, por exemplo, o aumento deliberado da espessura de blindagem em uma barreira específica, com o objetivo de reduzir a necessidade de blindagem em outra região mais onerosa do ponto de vista construtivo ou estrutural.

A adoção desse tipo de abordagem favorece soluções tecnicamente mais equilibradas, nas quais aspectos radiológicos, estruturais e econômicos são considerados de forma integrada. Sua aplicação requer conhecimento aprofundado dos mecanismos de contribuição de dose, bem como domínio das metodologias de cálculo associadas a cada fonte envolvida, podendo utilizar, por exemplo, sistemas de cálculo com equações acopladas, que permitem simular e ajustar os parâmetros de forma a encontrar o cenário que irá se ajustar melhor (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025).

Essa perspectiva reforça que o cálculo de blindagens não deve ser encarado como um procedimento linear ou puramente algébrico, mas como um processo iterativo e dinâmico de otimização, no qual a compreensão global do serviço e de suas práticas é essencial para garantir o atendimento aos limites de dose e a efetividade da proteção radiológica. Pontos com múltiplas contribuições devem ser tratados como elementos críticos do projeto, demandando documentação detalhada e justificativas técnicas consistentes no memorial apresentado à autoridade reguladora (CNEN, 2023).

3.18 Consolidação da metodologia

Documentos de referência, como o AAPM TG 108, apresentam as equações finais de forma direta, sem explicitar de maneira estruturada o encadeamento lógico dos conceitos físicos, operacionais e regulatórios que conduzem à sua formulação (MADSEN *et al.*, 2006). Essa abordagem, embora funcional, pode dificultar a compreensão do processo decisório envolvido no cálculo de blindagens, especialmente em situações mais complexas ou não padronizadas, uma vez que estamos tratando de fontes radioativas não seladas. Nesse sentido, os fundamentos apresentados por SAHA foram particularmente relevantes para subsidiar a construção conceitual desenvolvida neste trabalho, ao oferecer uma base didática mais clara para a interpretação das grandezas envolvidas e de suas inter-relações (SAHA, 2010).

Cabe reforçar que o cálculo de blindagens em medicina nuclear é inerentemente personalizado. As características de cada serviço, incluindo os radionuclídeos utilizados, os protocolos clínicos, os fluxos de pacientes e profissionais, a configuração arquitetônica e as práticas operacionais, introduzem variações significativas que impedem a elaboração de um procedimento universal, como ocorre por exemplo no NCRP 147.

Dessa forma, cada novo cálculo de blindagem exige uma análise cuidadosa e contextualizada, na qual múltiplos fatores devem ser ponderados antes mesmo da estruturação formal das equações. Este trabalho busca justamente contribuir para essa etapa prévia de reflexão técnica, fornecendo subsídios para que o profissional responsável conduza o processo de forma crítica, consciente e tecnicamente embasada, em consonância com os princípios da proteção radiológica e da otimização.

De forma sintética, as principais etapas aqui apresentadas podem ser elencadas na seguinte ordem (DUARTE CORREIA *et al.*, 2025):

- Identificar e relacionar os procedimentos a serem realizados, informando o radionuclídeo, a atividade inicial injetada A_0 , o tempo t de permanência do paciente e o número esperado de pacientes por semana N_w ;
- Calcular a dose efetiva total no ar a 1 metro $E^1(0)$, considerando a contribuição de todos os n protocolos previstos de serem realizados por semana;
- Definir os fluxos operacionais e o posicionamento dos pacientes e fontes radioativas;
- Determinar e numerar os pontos de cálculo associados a cada barreira física, determinando a distância d ;
- Identificar e sinalizar os pontos sujeitos a múltiplas contribuições de dose;

- Definir o grupo crítico para cada ambiente e o respectivo fator de ocupação **T** e meta de blindagem **P**;
- Realizar o cálculo para sistemas híbridos, se aplicável;
- Determinar o fator de transmissão **B** requerido para cada barreira;
- Calcular a espessura de blindagem **x** para o material selecionado, a partir da constante de atenuação **μ** ou dos parâmetros de ajuste;
- Realizar a otimização do projeto;
- Confirmar as doses recebidas pelo grupo crítico.

Essa consolidação metodológica reforça que o cálculo de blindagens em medicina nuclear não deve ser tratado como um procedimento puramente algébrico, mas como um processo iterativo e crítico, no qual decisões técnicas precisam ser justificadas de forma clara e coerente. A adoção dessa linha de raciocínio contribui para projetos mais seguros, otimizados e tecnicamente defensáveis.

3.19 Otimização

Historicamente, a norma CNEN NN 3.01 estabelecia um critério quantitativo para a otimização, definindo que o valor do coeficiente monetário por unidade de dose coletiva não deveria ser inferior ao equivalente a US\$ 10.000,00/pessoa·Sv (CNEN, 2014). Embora este valor específico tenha sido suprimido no texto principal da norma vigente (ANSN, 2024), a análise de custo-benefício a partir de modelos quantitativos permanece como uma ferramenta científica essencial no ambiente hospitalar, conferindo transparência ao processo decisório, permitindo ponderar o investimento financeiro frente à redução de dose coletiva esperada (ENGSTRÖM, 2021). A própria definição do princípio ALARA estabelece que devem ser levados em consideração os fatores econômicos e sociais no processo de otimização (CNEN, 2021; IAEA, 2014b). É fundamental compreender que a otimização, um dos pilares fundamentais da radioproteção, não é sinônimo de economia ou redução de custos a qualquer preço; trata-se de encontrar um ponto de equilíbrio técnico-econômico entre o nível de segurança proporcionado e a viabilidade da instalação (IAEA, 2014b).

A otimização também se manifesta na seleção criteriosa dos materiais. Embora o cálculo de blindagem seja inicialmente realizado em milímetros equivalentes de chumbo (mmPb), a escolha final depende de uma análise da eficiência relativa frente ao espectro de energia emitido.

Em sistemas híbridos como o PET/CT, por exemplo, a barreira deve ser eficiente tanto para os fótons de aniquilação de 511 keV quanto para os Raios X da TC. Em ambientes com limitação física de espaço, como boxes de injeção, a aplicação de finas camadas de chumbo pode ser tecnicamente superior ao uso de paredes espessas de concreto, otimizando a área útil sem comprometer a segurança.

O processo de otimização no cálculo de blindagens de um SMN deve ser compreendido como uma análise iterativa, na qual os parâmetros de entrada e os materiais de blindagem são ajustados sucessivamente até que a solução encontrada seja a mais adequada à realidade operacional e estrutural do serviço. A otimização, portanto, transcende a mera execução procedimental do cálculo. Ela exige que o profissional identifique as variáveis críticas e tome decisões fundamentadas que harmonizem a proteção radiológica com a funcionalidade assistencial e a viabilidade econômica do SMN.

4 VALIDAÇÃO

Para a validação da metodologia proposta, foram definidos três cenários simplificados, com o objetivo de exemplificar o procedimento de cálculo de blindagens e ilustrar possibilidades de otimização dos cálculos. Os cenários apresentados têm caráter exclusivamente didático, sendo compostos por situações fictícias, não devendo, portanto, os parâmetros adotados serem interpretados como representativos ou aplicáveis a um SMN real. O propósito desta seção é consolidar as considerações teóricas e a revisão bibliográfica desenvolvidas ao longo deste estudo, demonstrando, de forma prática, a aplicação das metodologias de cálculo discutidas.

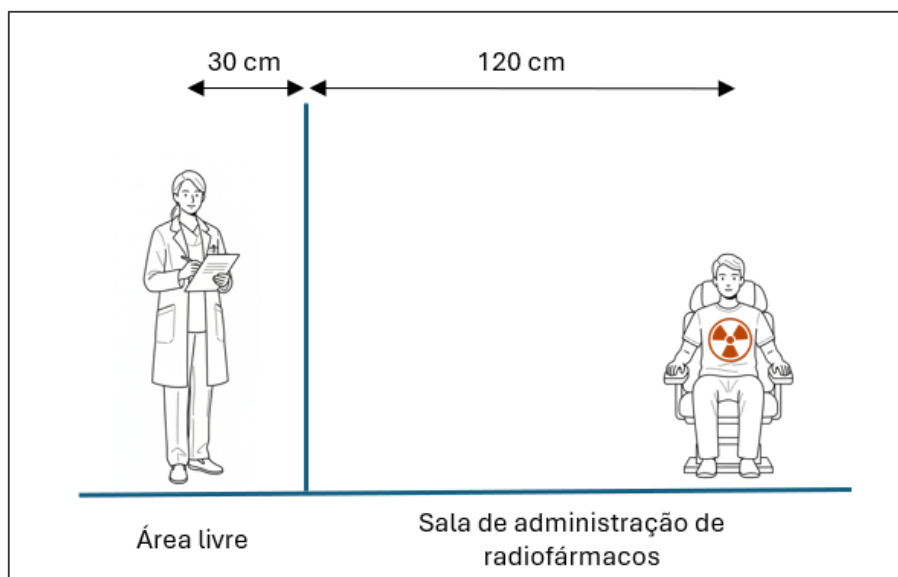
O Cenário A consiste em uma configuração simples, contemplando uma sala de administração de radiofármacos adjacente a uma área livre. O Cenário B apresenta maior complexidade, ao apresentar duas salas de administração separadas por um corredor. Nesse caso, torna-se necessário avaliar não apenas a contribuição de dose para as áreas adjacentes (sentido de dentro para fora), mas também a dose recebida pelos próprios pacientes (de fora para dentro). Adicionalmente, a definição de um ponto de cálculo no corredor de circulação interna permite quantificar a contribuição de dose proveniente de ambos os boxes, caracterizando uma situação de múltipla contribuição de doses. Nessa configuração, torna-se indispensável verificar se a dose recebida pelo IOE permanece dentro dos limites estabelecidos. Esse cenário possibilita uma análise mais aprofundada da ocupação dos ambientes e da identificação do grupo crítico associado.

O Cenário C corresponde a uma sala de PET/CT com vizinhanças distintas. Esse cenário possibilita a avaliação conjunta de múltiplas contribuições de dose, decisões relativas à definição do grupo crítico, bem como a incorporação das considerações específicas relacionadas ao cálculo de blindagem para tomografia computadorizada e sua influência no dimensionamento das blindagens.

Na sequência, o primeiro exemplo de cálculo é apresentado de forma detalhada, com a exposição passo a passo da formulação e referência explícita às equações discutidas neste documento. Para os cenários subsequentes, os resultados são apresentados de maneira mais sintética, por meio das planilhas desenvolvidas neste trabalho, privilegiando a clareza e a objetividade.

4.1 Cenário A: Sala de injeção e corredor de circulação interna

Figura 1 – Representação esquemática do Cenário A.



Fonte: a autora.

A Figura 1 corresponde à representação esquemática do Cenário A, no qual o paciente injetado presente na sala de administração é a fonte radioativa. Esse ambiente é separado por uma barreira física de uma área livre, onde se encontra um profissional que não atua como IOE do setor.

Trata-se de um cenário simplificado, cujo objetivo é exclusivamente ilustrar, de forma didática, o encadeamento dos cálculos envolvidos no dimensionamento de blindagem. Neste exemplo, a fonte radioativa foi fixada no ponto correspondente ao tórax do paciente, localizado a 120 cm da parede. Ao adicionar 30 cm à face externa da barreira, a distância total entre a fonte e o ponto de cálculo é de 150 cm.

O limite de dose P para o ponto de cálculo, neste cenário, será fixado como $20 \mu\text{Sv/sem}$, limite tabelado para área livre. Não será considerado, portanto, neste momento, personalização deste parâmetro de acordo com o grupo crítico ou situações com múltiplas contribuições de dose.

4.1.1 Variação A.1

Nesta variação, será considerada a contribuição de apenas um radionuclídeo. Os parâmetros para o cálculo são:

Distância $d = 150 \text{ cm}$;

Limite de dose $P = 20 \mu\text{Sv/sem}$;

Fator de ocupação $T = 1$;

Radionuclídeo: ^{99m}Tc

Atividade média administrada $A_0 = 1.110 \text{ MBq (30 mCi)}$

Tempo de permanência $t = 5 \text{ min}$

Número de pacientes esperados $N_w = 100 \text{ pacientes/semana}$

Os valores da constante de taxa de dose Γ , constante de decaimento λ , coeficiente de atenuação μ e para o ^{99m}Tc foram retirados das Tabelas 3, 4 e 5, respectivamente. Inicialmente, calcula-se a dose efetiva no ar a 1 metro da fonte, considerando o decaimento durante o tempo de permanência do paciente, por meio da Equação 5:

$$E^1(0) = \frac{A_0(1 - e^{-\lambda t})\Gamma}{\lambda} = 1,71 \mu\text{Sv}$$

Em seguida, esse valor é utilizado na Equação 9 para determinar o fator de transmissão B da barreira:

$$B = \frac{P d^2}{E^1(0) T N_w} = 0,264$$

Por fim, a espessura da barreira de chumbo é calculada a partir da Equação 12:

$$x = -\frac{\ln(B)}{\mu} = 0,69 \text{ mm}$$

Dessa forma, para o cenário analisado, recomenda-se a aplicação de uma barreira com espessura de 0,7 milímetros de chumbo.

4.1.2 Variação A.2

Nesta variação, foi considerada a sala de administração como ambiente destinado à realização de terapias ambulatoriais. Mantém-se os valores de d , P e T .

Radionuclídeo: ^{131}I

Atividade média administrada $A_0 = 1.850 \text{ MBq (50 mCi)}$

Tempo de permanência $t = 60 \text{ min}$

Número de pacientes esperados $N_w = 5 \text{ pacientes/semana}$

$E_{w,\text{tot}}^1(0) = 505,19 \mu\text{Sv/semana}$

Radionuclídeo: ^{177}Lu

Atividade média administrada $A_0 = 7.400 \text{ MBq (200 mCi)}$

Tempo de permanência $t = 360 \text{ min}$

Número de pacientes esperados $N_w = 5 \text{ pacientes/semana}$

$E_{w,tot}^1(0) = 1081,33 \text{ } \mu\text{Sv/semana}$

Os valores da constante de taxa de dose Γ , constante de decaimento λ , coeficiente de atenuação μ e foram retirados das tabelas 3, 4 e 5, respectivamente. $E_{w,tot}^1(0)$ foi obtido a partir da Equação 6.

Inicialmente, foi analisado o cenário considerando-se inicialmente a realização exclusiva de procedimentos com ^{131}I e, em seguida, a realização exclusiva de procedimentos com ^{177}Lu . O fator de transmissão B foi determinado a partir da Equação 9, enquanto a espessura de blindagem x calculada por meio da Equação 12. Os resultados correspondentes a essas análises são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 – Cálculos para variação A.2 com contribuição exclusiva do ^{131}I (a) e exclusiva do ^{177}Lu (b).

	Radionuclídeo	P grupo crítico ($\mu\text{Sv/sem}$)	Contribuição	B	x (mmPb)
(a)	^{131}I	20	100%	0,089	9,87
	Radionuclídeo	P grupo crítico ($\mu\text{Sv/sem}$)	Contribuição	B	x (mmPb)
(b)	^{177}Lu	20	100%	0,042	2,43

Fonte: a autora.

Posteriormente, avaliou-se o cenário com duas contribuições, provenientes de procedimentos com ^{131}I e ^{177}Lu . Essa configuração aproxima-se da realidade dos serviços de medicina nuclear brasileiros, nos quais esses radionuclídeos figuram entre os mais frequentemente utilizados em terapias ambulatoriais.

Em uma abordagem inicial, adotou-se a divisão igualitária do limite de dose semanal, P igual a $20 \text{ } \mu\text{Sv}$, atribuindo-se 50% desse valor a cada contribuição, uma vez que a quantidade de pacientes atendidos por semana é igual. A partir dessa avaliação preliminar, seria tendencioso simplesmente adotar diretamente a maior espessura de blindagem calculada, correspondente a $12,7 \text{ mmPb}$. No entanto, observou-se que a principal contribuição para a necessidade de blindagem decorre dos procedimentos com ^{131}I , sendo a contribuição do ^{177}Lu praticamente desprezível.

Calculou-se a dose após a aplicação da barreira para cada radionuclídeo, a partir da relação de atenuação exponencial e dos respectivos coeficientes de atenuação linear conforme a Equação 12. Essa análise evidenciou que a adoção direta do maior valor de espessura não constitui uma solução otimizada. Ao impor um limite de 10 μSv exclusivamente para a contribuição do ^{131}I , obtém-se uma blindagem excessiva, resultando em uma dose total significativamente inferior ao limite semanal de 20 μSv estabelecido como critério.

Diante desse resultado, procedeu-se à otimização iterativa dos cálculos, redistribuindo-se o limite de dose entre as duas contribuições até a obtenção de uma solução ótima. Para o cenário analisado, a alocação de 95% do valor de **P** para o ^{131}I e 5% para o ^{177}Lu conduziu à convergência das espessuras de blindagem necessárias a um valor mais aproximado para ambos os radionuclídeos, conforme apresentado nos resultados da Tabela 10.

Tabela 10 – Cálculos para variação A.2 com contribuição de 50% para cada radionuclídeo (a) e cálculo otimizado com contribuição de 95% para ^{131}I e 5% para ^{177}Lu (b).

Radio nuclí deo	P grupo crítico ($\mu\text{Sv}/\text{sem}$)	Contribuição		P ($\mu\text{Sv}/\text{sem}$)	B	x (mmPb)	Aplicar (mmPb)	E(x) grupo crítico ($\mu\text{Sv}/\text{sem}$)	E(x)_{total} grupo crítico ($\mu\text{Sv}/\text{sem}$)
^{131}I	20	^{131}I	50%	10	0,045	12,70	12,7	10,0	10,0
(a) ^{177}Lu		^{177}Lu	50%	10	0,021	2,96		$2,94 \times 10^{-5}$	
Radio nuclí deo	P grupo crítico ($\mu\text{Sv}/\text{sem}$)	Contribuição		P ($\mu\text{Sv}/\text{sem}$)	B	x (mmPb)	Aplicar (mmPb)	E(x) grupo crítico ($\mu\text{Sv}/\text{sem}$)	E(x)_{total} grupo crítico ($\mu\text{Sv}/\text{sem}$)
^{131}I	20	^{131}I	95%	19	0,085	10,08	10,1	19,0	19,0
(b) ^{177}Lu		^{177}Lu	5%	1	0,002	4,72		$9,03 \times 10^{-4}$	

Fonte: a autora.

A distribuição proposta permitiu garantir que a dose após a barreira atendesse ao limite semanal de 20 μSv , estabelecido como objetivo de blindagem. A solução otimizada resultou na variação de 12,7 para 10,1 mmPb, ou seja, redução de aproximadamente 20% na espessura de chumbo a ser aplicada no ponto de cálculo analisado, quando comparada à abordagem conservadora inicial.

4.1.3 Variação A.3

Conforme as considerações anteriores, procedeu-se à avaliação de outro cenário com múltiplos radionuclídeos. Nesta variação, a sala considerada corresponde a um ambiente destinado à administração de radiofármacos para realização de procedimentos diagnósticos. Considerou-se, uma expectativa semanal de 100 pacientes, distribuídos entre os diferentes procedimentos previstos, conforme apresentado na Tabela 11.

Tabela 11 – Parâmetros utilizados na variação A.3.

Radionuclídeo	Nw (pac/sem)	Ao (MBq)	t (min)	E ¹ (0) (μSv /sem)
^{99m} Tc	80	1.110 (30 mCi)	5	136,50
⁶⁷ Ga	5	370 (10 mCi)	5	3,47
²⁰¹ Tl	10	185 (5 mCi)	5	2,25
¹³¹ I	5	185 (5 mCi)	10	8,43

Fonte: a autora.

Inicialmente, a contribuição de dose de cada radionuclídeo foi assumida proporcional à quantidade de exames realizados semanalmente. A partir dessa premissa, obteve-se como resultado a maior espessura de blindagem devido a contribuição do ¹³¹I, sendo 5,4 mm de chumbo. Para os radionuclídeos cujo fator de transmissão **B** calculado é maior que 1, não se aplica o cálculo da espessura **x**, ou seja, não requer blindagem.

A adoção direta do maior valor como blindagem aplicada implica na necessidade de aplicação de uma barreira excessiva e onerosa. Nessa condição, o somatório da dose total após a barreira resultaria em um valor significativamente inferior ao limite semanal estabelecido de 20 μSv semanais, somando 1,02 μSv/semana.

Com objetivo de otimização, ao proceder à redistribuição das contribuições de dose entre os radionuclídeos, observa-se que o ajuste realizado foi suficiente para produzir uma alteração expressiva no valor final da espessura de blindagem requerida, conforme demonstrado pela Tabela 12.

Essa abordagem otimizada resultou, quando comparada à solução conservadora inicialmente adotada, em uma redução de aproximadamente 85% na espessura da blindagem, de 5,4 mmPb para 0,8 mmPb, mantendo-se o atendimento ao limite de dose estabelecido de 20 μSv semanais para o ponto de cálculo analisado.

Tabela 12 – Cálculos da variação A.3 e distribuição proporcional da contribuição de dose entre os radionuclídeos (a) seguida da distribuição otimizada da contribuição de dose (b).

(a)	Radio nuclí deo	P grupo crítico (μSv/ sem)	Contribui ção	P (μSv/ sem)	B	x (mmPb)	Aplicar (mmPb)	E(x) grupo crítico (μSv/sem)	E(x) _{total} grupo crítico (μSv/sem)
	^{99m} Tc	20	80%	16	0,264	0,69	5,4	0,002	1,02
	⁶⁷ Ga		5%	1	0,648	0,51		0,015	
	²⁰¹ Tl		10%	2	2,003	0,00		0,000	
	¹³¹ I		5%	1	0,267	5,39		1,000	
(b)	Radio nuclí deo	P grupo crítico (μSv/ sem)	Contribui ção	P (μSv/ sem)	B	x (mmPb)	Aplicar (mmPb)	E(x) grupo crítico (μSv/sem)	E(x) _{total} grupo crítico (μSv/sem)
	^{99m} Tc	20	70%	14	0,231	0,76	0,8	14,000	18,02
	⁶⁷ Ga		5%	1	0,648	0,51		0,804	
	²⁰¹ Tl		5%	1	1,002	-		0,111	
	¹³¹ I		20%	4	1,067	-		3,110	

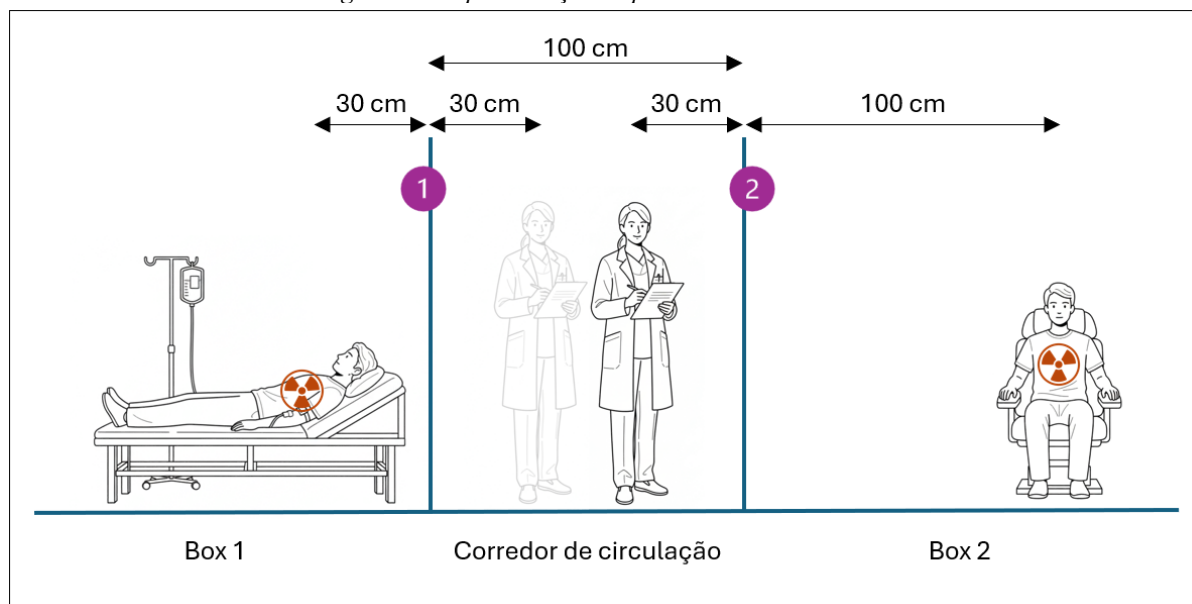
Fonte: a autora.

4.2 Cenário B: Corredor e salas de administração

Avançando para uma configuração de maior complexidade, o Cenário B introduz a avaliação de pontos submetidos a múltiplas contribuições de dose. Conforme ilustrado na Figura 2, este cenário compreende dois boxes de injeção separados por um corredor de circulação interna. Sob esta ótica, a análise deixa de ser unidirecional para considerar a possível irradiação mútua entre os pacientes.

A barreira 1 delimita a interface entre o Box 1 e o corredor, enquanto a Barreira 2 faz divisa entre o corredor e o Box 2. Considerou-se a utilização do Box 1 para realização de procedimentos terapêuticos e do Box 2 para administração de radiofármacos com fins diagnósticos, conforme parâmetros listados na Tabela 13.

Figura 2 – Representação esquemática do Cenário B.



Fonte: a autora.

Tabela 13 – Parâmetros utilizados no cenário B.

Fonte	Radionuclídeo	Nw (pac/ sem)	Ao (mCi)	t (min)	E ¹ (0) (μSv /sem)
Pac Box 1	¹⁷⁷ Lu	2	200	360	432,53
	¹³¹ I	4	50	60	404,15
Pac Box 2	^{99m} Tc	40	30	10	135,85
	¹³¹ I	5	5	10	8,43

Fonte: a autora.

4.2.1 Descrição dos ambientes

Antes do desenvolvimento dos cálculos, é necessário caracterizar os ambientes avaliados quanto aos perfis de ocupação, identificando os indivíduos expostos e seus respectivos fatores de ocupação e limites de dose.

Nos boxes 1 e 2, identificam-se dois perfis distintos de ocupação: o paciente e o IOE profissional de enfermagem. Do ponto de vista da proteção radiológica, o paciente é considerado como membro do público em relação à radiação proveniente de outros pacientes injetados. Assim, adota-se o limite de área livre $P = 20 \mu\text{Sv/semana}$.

Denomina-se Pac1 o paciente que ocupa o Box 1, onde são realizadas terapias com ¹³¹I e ¹⁷⁷Lu. O paciente que realiza terapia com ¹⁷⁷Lu, seja para tratamento de tumores neuroendócrinos

(^{177}Lu -DOTA) ou de neoplasias prostáticas (^{177}Lu -PSMA), é o que ocupa o ambiente por maior tempo, com permanência média estimada em 6 horas. Considerando uma jornada operacional de 50 horas semanais, definiu-se um fator de ocupação $T = 6/50 = 0,12$, ou, aproximadamente, $T = 1/8$.

Denomina-se Pac2 o paciente que ocupa o Box 2, local destinado à rotina de diagnósticos, onde os pacientes permanecem por intervalos curtos (em geral, até 10 minutos) para a administração do radiofármaco, antes de serem direcionados à espera de injetados ou à sala de exames. De forma conservadora, adotou-se $T = 1/20$.

Neste cenário, considera-se que um único IOE profissional de enfermagem atua nos boxes 1 e 2, aqui denominado IOE_{enf}. Considerou-se que o IOE_{enf} distribui sua jornada integral de trabalho entre os dois ambientes, com $T = 1/4$ no Box 1 e $T = 3/4$ no Box 2, refletindo a maior demanda assistencial e rotatividade observada na sala direcionada ao diagnóstico. O limite de dose adotado foi o de área controlada $P = 100 \mu\text{Sv/semana}$. É importante ressaltar que o limite de $100 \mu\text{Sv/semana}$ refere-se à dose total integrada proveniente de ambas as fontes (Box 1 e Box 2). Portanto, embora a tabela apresente o limite regulatório para a classificação da área, o dimensionamento final das barreiras deverá ser otimizado, com objetivo de ajustar as espessuras de forma iterativa até que a somatória das contribuições de dose não ultrapasse o valor de P para o indivíduo, garantindo o cumprimento dos limites ocupacionais.

O corredor de circulação interna é caracterizado pelo fluxo de diversos IOEs profissionais da equipe multiprofissional, como médicos, físicos, tecnólogos e farmacêuticos. Definiu-se como IOE_g o profissional representativo do grupo crítico para este ambiente. Seguindo as recomendações padrão, adotou-se $T = 1/5$ e $P = 100 \mu\text{Sv/semana}$. A contribuição de pacientes em trânsito foi considerada desprezível face à ocupação sistemática e prolongada da equipe técnica.

Ao final dos cálculos, portanto, deverá ser verificado o somatório das doses recebidas pelos seguintes indivíduos Pac1, Pac2, IOE_{enf} e IOE_g, assegurando que os limites de dose estabelecidos sejam plenamente atendidos.

4.2.2 Cálculo da espessura e otimização

Inicialmente, a contribuição de dose de cada radionuclídeo foi assumida igualmente em cada box. A partir dessa premissa, obteve-se como resultado a espessura de blindagem em 6,13 mmPb no ponto 1, especialmente devido a contribuição do ^{131}I . Para o ponto 2, a contribuição de dose pelos radionuclídeos resultou em um fator de transmissão B maior que 1, não sendo

necessária aplicação de blindagem. Conforme preconizado anteriormente, os pontos de cálculo foram posicionados a uma distância padrão de 30 cm além da face externa das barreiras avaliadas.

Com objetivo de otimização, ao proceder à redistribuição das contribuições de dose entre os radionuclídeos, observou-se que o ajuste realizado foi suficiente para produzir uma alteração expressiva no valor final da espessura de blindagem requerida, de 6,13 mmPb para 3,51 mmPb, correspondente a uma redução de aproximadamente 43%, conforme demonstrado pela Tabela 14.

Considerando que o corredor constitui um ponto de cálculo sujeito à contribuição simultânea de dose pelos boxes 1 e 2, tornou-se necessário verificar a dose total recebida pelo IOE_g. Conforme esperado, a contribuição total observada para esse indivíduo excedeu o limite de 100 μ Sv/semana, o que motivou a realização de uma nova etapa de otimização das barreiras. A espessura da barreira 1 foi então ajustada iterativamente até que a dose total recebida pelo IOE_g atingisse um valor menor ou igual a 100 μ Sv/semana. Conforme ilustrado na Tabela 15, a espessura final obtida, de 4,12 mmPb, embora superior ao valor resultante da primeira otimização (3,51 mmPb), permanece aproximadamente 33% inferior à espessura original não otimizada, de 6,13 mmPb.

Em função das características específicas de cada instalação, pode-se optar por redistribuir as espessuras de blindagem entre as barreiras avaliadas, aumentando a espessura de uma delas em detrimento da outra, desde que os limites de dose estabelecidos sejam respeitados.

Considere-se, a título de exemplo, uma instalação já em operação, na qual se faz necessária a reavaliação do cálculo de blindagem em decorrência de alterações no *layout* e/ou nos perfis de ocupação dos ambientes.

Suponha-se que o Box 2 já dispõe de uma blindagem existente equivalente a 1 mm de chumbo aplicada na parede. Nessa situação, esse valor pode ser mantido como espessura fixa para a referida barreira, procedendo-se ao ajuste iterativo da espessura da outra barreira até que a dose total recebida pelo IOE_g atinja um valor menor ou igual a 100 μ Sv/semana.

A Tabela 16 ilustra o resultado desse procedimento. Nesse cenário, a espessura de blindagem requerida no ponto 1 foi de 3,54 mmPb, demonstrando a flexibilidade do método de cálculo na incorporação de blindagens preexistentes e na otimização do projeto em função das condições reais da instalação.

Tabela 14 – Cálculos de blindagem para o Cenário B com distribuição proporcional da contribuição de dose (a) e distribuição otimizada da contribuição entre os radionuclídeos (b).

Ponto	Fonte	Radionuclídeo	E ¹ (0) (μSv/sem)	Vizinhança	Grupo crítico	P grupo crítico (μSv/sem)	T grupo crítico	d (m)	E(0) (μSv/sem)	Contribuição	P (μSv/sem)	B	x (mmPb)	Aplicar (mmPb)
1	Pac Box 1	¹⁷⁷ Lu	432,53	Corredor	IOE _g	100	1/5	0,60	1201,47	50%	50	0,208	1,20	6,13
		¹³¹ I	404,15						1122,64	50%	50	0,223	6,13	
2	Pac Box 2	^{99m} Tc	135,85	Corredor	IOE _g	100	1/5	1,30	80,39	50%	50	3,110	-	-
		¹³¹ I	8,43						4,99	50%	50	50,104	-	

(a)

Ponto	Fonte	Radionuclídeo	E ¹ (0) (μSv/sem)	Vizinhança	Grupo crítico	P grupo crítico (μSv/sem)	T grupo crítico	d (m)	E(0) (μSv/sem)	Contribuição	P (μSv/sem)	B	x (mmPb)	Aplicar (mmPb)
1	Pac Box 1	¹⁷⁷ Lu	432,53	Corredor	IOE _g	100	1/5	0,60	1201,47	5%	5	0,021	2,96	3,51
		¹³¹ I	404,15						1122,64	95%	95	0,423	3,51	
2	Pac Box 2	^{99m} Tc	135,85	Corredor	IOE _g	100	1/5	1,30	80,39	50%	50	3,110	-	-
		¹³¹ I	8,43						4,99	50%	50	50,104	-	

(b)

Fonte: a autora.

Tabela 15 – Soma da dose total recebida pelo IOE_g com 3,51 mmPb (a) e com ajuste da espessura na barreira 1 para manter o limite de dose dentro dos limites (b).

Ponto	Fonte	Radionuclídeo	Vizinhança	Grupo crítico	E(0) (μSv/ sem)	Aplicar (mmPb)	E(x) grupo crítico (μSv/ sem)	E(x) _{total} grupo crítico (μSv/ sem)
1	Box 1	¹⁷⁷ Lu	Corredor	IOE _g	1201,47	3,51	2,435	114,5
		¹³¹ I			1122,64		95,000	
2	Box 2	^{99m} Tc	Corredor	IOE _g	80,39	-	16,007	
		¹³¹ I			4,99		0,998	

(a)

Ponto	Fonte	Radionuclídeo	Vizinhança	Grupo crítico	E(0) (μSv/ sem)	Aplicar (mmPb)	E(x) grupo crítico (μSv/ sem)	E(x) _{total} grupo crítico (μSv/ sem)
1	Box 1	¹⁷⁷ Lu	Corredor	IOE _g	1201,47	4,12	1,097	100,0
		¹³¹ I			1122,64		81,827	
2	Box 2	^{99m} Tc	Corredor	IOE _g	80,39	-	16,077	
		¹³¹ I			4,99		0,998	

(b)

Fonte: a autora.

Tabela 16 – Exemplo de redistribuição das espessuras de blindagem entre as barreiras, considerando blindagem preexistente de 1 mmPb no Box 2 e ajuste da barreira 1 até o atendimento do limite de dose para o IOE_g.

Ponto	Fonte	Radionuclídeo	Vizinhança	Grupo crítico	E(0) (μSv/ sem)	Aplicar (mmPb)	E(x) grupo crítico (μSv/ sem)	E(x) _{total} grupo crítico (μSv/ sem)
1	Box 1	¹⁷⁷ Lu	Corredor	IOE _g	1201,47	3,54	2,343	99,8
		¹³¹ I			1122,64		94,321	
2	Box 2	^{99m} Tc	Corredor	IOE _g	80,39	1,00	2,345	
		¹³¹ I			4,99		0,781	

Fonte: a autora.

4.2.3 Validação final

Com o objetivo de validar a conformidade do projeto de blindagem com os limites de dose estabelecidos, procedeu-se ao cálculo das doses totais recebidas pelos indivíduos previamente definidos como grupos críticos (Pac1, Pac2, IOE_{enf} e IOE_g). Para essa etapa, foram consideradas simultaneamente todas as contribuições de dose provenientes das fontes associadas aos Boxes 1 e 2, bem como as condições finais de blindagem adotadas.

Optou-se pela adoção de uma espessura final de 4,2 mmPb na barreira 1 e nenhuma blindagem adicional na barreira 2. Os resultados obtidos, apresentados na Tabela 17, demonstraram que, para todos os indivíduos avaliados, as doses semanais totais permaneceram abaixo dos respectivos limites, atendendo aos critérios de proteção radiológica estabelecidos.

A análise consolidada da soma das contribuições de dose para cada indivíduo confirmou a eficácia da solução de blindagem otimizada, permitindo a validação final dos cálculos realizados. Dessa forma, considera-se concluída a etapa de dimensionamento das barreiras radiológicas para os ambientes avaliados.

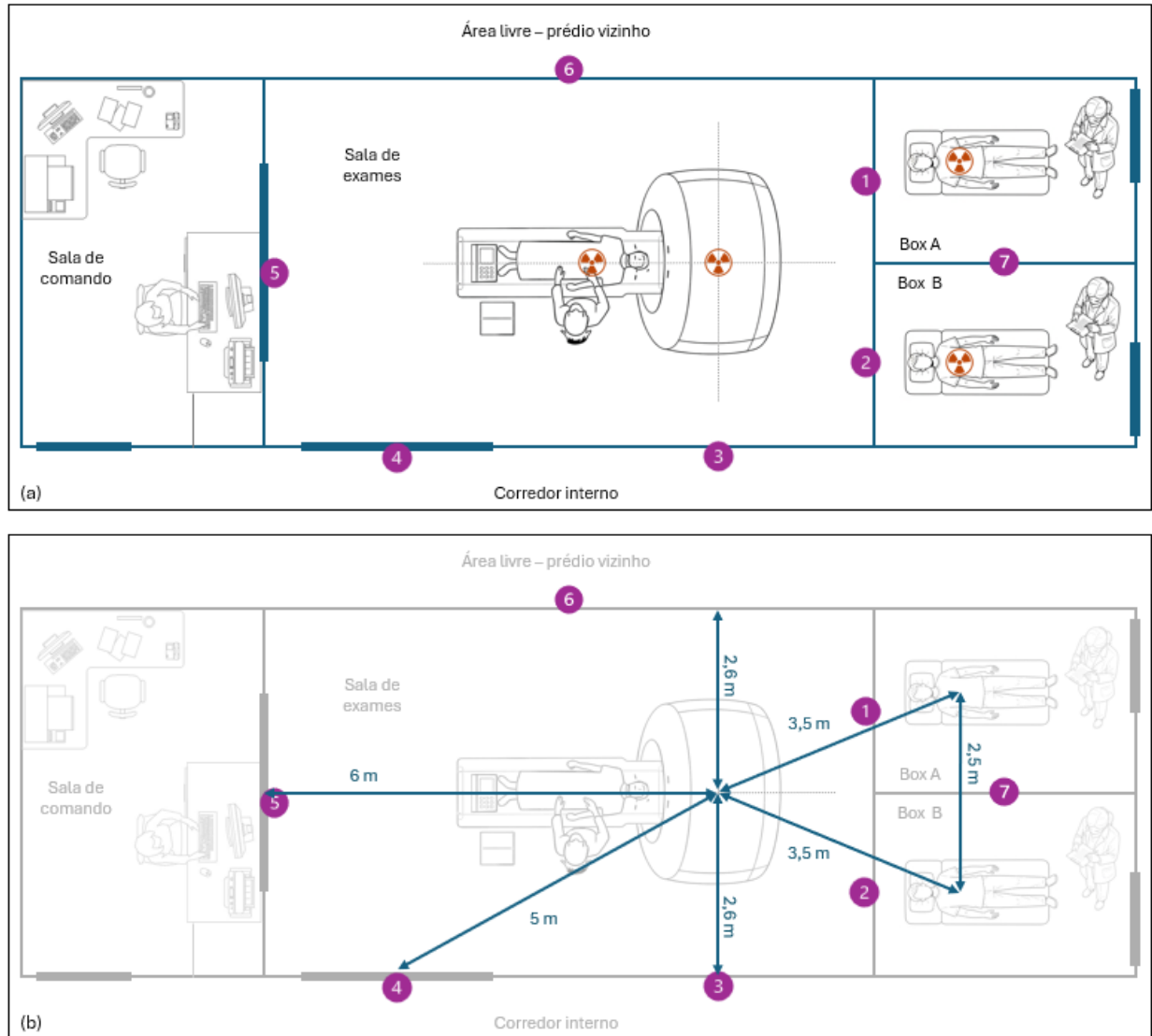
Tabela 17 – Validação do somatório das doses recebidas pelos indivíduos no Cenário B.

Fonte	Radionu- clídeo	Vizinhan ça	Grupo crítico	P grupo crítico (μSv/sem)	E(0) (μSv/sem)	Aplicar (mmPb)	E(x) grupo crítico (μSv sem)	E(x) ^{total} grupo crítico (μSv/sem)	
Box 2	^{99m} Tc	Box 1	Pac1	20	25,68	4,20	0,001	0,1	Pac1
	¹³¹ I				1,59		0,071		
Box 1	¹⁷⁷ Lu	Box 2	Pac2	20	81,76	4,20	0,017	1,4	Pac2
	¹³¹ I				76,40		1,365		
Box 1	¹⁷⁷ Lu	Box 2	IOE _{enf}	100	81,76	4,20	0,084	7,3	IOE _{enf}
	¹³¹ I				76,40		6,826		
Box 2	^{99m} Tc	Box 1			25,68		0,006		
	¹³¹ I				1,59		0,427		
Box 1	¹⁷⁷ Lu	Corredor	IOE _g	100	1201,47	4,20	0,988	98,3	IOE _g
	¹³¹ I				1122,64		8,239		
Box 2	^{99m} Tc				80,39	-	16,077		
	¹³¹ I				4,99		0,998		

Fonte: a autora.

4.3 Cenário C: Sala de PET/CT

Figura 3 – Representação esquemática do Cenário C com definição dos pontos de cálculo (a) e indicação das distâncias (b).



Fonte: a autora.

A Figura 3 corresponde à representação esquemática do Cenário C, uma parte de um setor de PET/CT com vizinhança composta por dois boxes de repouso, uma sala de comando, um corredor de circulação interna e uma área livre adjacente. Esse cenário permite a aplicação sistemática dos conceitos específicos introduzidos pelo AAPM TG 108 para PET, os quais não puderam ser explorados nos Cenários A e B. Diferentemente dos cenários anteriores, foram incorporadas considerações específicas relativas ao paciente de PET na sala de exames, incluindo o decaimento radioativo ao longo do tempo e a eliminação do radiofármaco pela urina. Adicionalmente, foram realizados os cálculos de blindagem associados à TC, permitindo a

avaliação conjunta das contribuições provenientes das radiações X e γ . O Cenário C também possibilita a aplicação de critérios econômicos no processo de otimização das blindagens, bem como a análise de barreiras compostas por dois materiais distintos. Por fim, este cenário incorporará, de forma explícita, a definição do grupo crítico nos boxes de repouso, consolidando a aplicação integrada dos conceitos previamente apresentados.

Considera-se, para o Cenário C, uma previsão de atendimento semanal na sala de exames de 175 pacientes, dos quais 60 correspondem a exames de PET/CT (aproximadamente 12 por dia, assumindo funcionamento da instalação de segunda à sexta-feira) e 75 a exames exclusivos de TC (cerca de 15 por dia).

Para o cálculo do Kerma no ar a 1 metro proveniente dos exames de TC, foram utilizadas as Equações 16, 17 e 18, em conjunto com os dados apresentados na Tabela 7. A distribuição percentual adotada para este cenário, contemplando exames de crânio e abdome, com e sem a utilização de meio de contraste, bem como os parâmetros e o valor total de $K^1_{sec}(0)$ calculado, encontram-se apresentados na Tabela 18.

Tabela 18 – Parâmetros utilizados no cenário C para a TC.

Procedimento TC	Percentual	N_w (sem^{-1})	$CTDI_{vol}$ (mGy)	L (cm)	DLP (mGy.cm)	k (cm^{-1})	$K^1_{sec}(0)$ (mGy/sem)	$K^1_{sec,tot}(0)$ ($\mu\text{Gy/sem}$)
Crânio sem contraste	10%	135	70	20	1400	9×10^{-5}	1,70	38515,50
Crânio com contraste	10%			40	2800		3,40	
Abdome sem contraste	50%		25	25	625	3×10^{-4}	15,19	
Abdome com contraste	30%			50	1250		18,23	

Fonte: a autora.

Para o PET, considera-se a existência de um terceiro box adicional de repouso, que não faz fronteira com a sala de exames, admitindo-se que cada box seja ocupado por 20 pacientes por semana. Para os Boxes A e B, foi considerada uma atividade de 370 MBq (10 mCi) de ^{18}F -FDG injetada por paciente. Já para a sala de exames, foi considerado o decaimento pelo período de 60 minutos após a injeção para a atividade A_0 , a permanência do paciente por 30 minutos e a eliminação de 15% da atividade pelo paciente ao urinar antes de entrar na sala (MADSEN *et al.*, 2006). Os parâmetros adotados, bem como a dose total semanal a 1 metro $E^1(0)$, calculada através da Equação 6, encontram-se apresentados na Tabela 19.

Tabela 19 – Parâmetros utilizados no cenário C para o PET.

Fonte	Radionuclídeo	Nw (pac/sem)	Ao (MBq)	t (min)	E ¹ (0) (μSv/sem)
Box A / Box B	¹⁸ F	20	370,0 (10,0 mCi)	60	861,23
Sala exames	¹⁸ F	60	251,6 (6,8 mCi)	30	822,94

Fonte: a autora.

4.3.1 Descrição dos ambientes e definição do grupo crítico

Nos boxes de repouso A e B, identificam-se dois perfis distintos de ocupação: o paciente e o IOE profissional de enfermagem. Do ponto de vista da proteção radiológica, o paciente é considerado como membro do público, adotando-se $P = 20 \mu\text{Sv/semana}$. Denomina-se PacA o paciente que ocupa o Box A e PacB aquele que ocupa o Box B. Considera-se que a clínica opere durante 50 horas semanais, com realização contínua de exames, tanto de PET/CT quanto de TC. Embora o tempo típico de permanência do paciente no box de injeção e repouso seja inferior, admite-se, de forma conservadora, uma permanência máxima de 5 horas, contemplando situações extremas, como a necessidade de aquisição de imagens tardias. Nessas condições, definiu-se para o paciente um fator de ocupação $T = 5/50 = 1/10$.

Considera-se que o profissional da enfermagem, aqui denominado IOE-1, distribui sua jornada de trabalho entre os três boxes de PET, resultando em um fator de ocupação $T = 1/3$ para cada box. Assume-se que a exposição nos três boxes seja equivalente, uma vez que estes apresentam o mesmo número de pacientes submetidos aos mesmos protocolos e procedimentos de PET/CT. Assim, o limite de dose semanal para o IOE-1 em cada box foi fixado em $P = 100/3 = 33,33 \mu\text{Sv/semana}$.

Para a sala de exames, não se considerou relevante a contribuição de pacientes submetidos exclusivamente à TC, uma vez que estes permanecem no ambiente por intervalos muito curtos. Em contrapartida, os pacientes de PET (PacA e PacB) ocupam a sala logo após deixarem os respectivos boxes de repouso, com permanência média de 30 minutos para a aquisição das imagens de PET. Ressalta-se que, enquanto um paciente realiza o exame, o box de repouso de origem é rapidamente ocupado por novos pacientes, de modo que o indivíduo em exame permanece também sujeito à exposição proveniente dos pacientes que passam a ocupar os boxes 1 e 2. Admite-se uma permanência máxima de 1 até hora por paciente na sala, por exemplo, em casos de necessidade de repetição do exame. Ainda assim, optou-se pela adoção $T = 1/10$, mantendo uma abordagem conservadora.

O profissional que ocupa a sala de exames posicionando pacientes foi denominado IOE-2. Considerou-se que esse profissional adentra a sala aproximadamente três vezes por hora, com permanência média de 5 minutos por entrada. Admitindo-se 10 horas diárias de funcionamento do equipamento, obteve-se um fator de ocupação aproximado de $T = 1/4$, sendo adotado o limite ocupacional $P = 100 \mu\text{Sv/semana}$.

O corredor de circulação interna apresenta fluxo frequente de diversos IOEs pertencentes à equipe multiprofissional. Definiu-se como IOE-3 o profissional representativo do grupo crítico para esse ambiente. Seguindo recomendações usuais, adotaram-se $T = 1/5$ e $P = 100 \mu\text{Sv/semana}$.

Para a sala de comando, adotaram-se $P = 100 \mu\text{Sv/semana}$ e $T = 1$, definindo-se como IOE-4 o indivíduo representativo deste grupo. Para a área livre vizinha, sendo área livre, adotou-se $P = 20 \mu\text{Sv/semana}$ e $T = 1$.

Tabela 20 – Análise do grupo crítico para o cenário C.

Local	Indivíduo	P ($\mu\text{Sv/sem}$)	T	P/T	Grupo crítico
Box A / Box B	PacA / PacB	20	1/10	200	IOE-1
	IOE-1	33,33	1/3	100	
Sala exames	PacA / PacB	20	1/10	200	PacA / PacB
	IOE-2	100	1/4	400	
Corredor interno	IOE-3	100	1/5	500	IOE-3
Sala comando	IOE-4	100	1	100	IOE-4
Área livre	Público	20	1	20	Público

Fonte: a autora.

A Tabela 20 consolida a análise de ocupação dos ambientes e aplica o conceito de dose semanal admissível, dada pela razão P/T . Para cada barreira avaliada, o grupo crítico corresponde ao menor valor dessa razão, uma vez que este parâmetro estabelece a restrição de dose mais severa para o dimensionamento da blindagem. Com base nessa análise, o grupo crítico para os boxes de repouso foi definido como o IOE-1, enquanto, para a sala de exames, o grupo crítico corresponde ao paciente (PacA ou PacB), uma vez que ambos apresentam condições de exposição equivalentes.

4.3.2 Cálculo integrado das contribuições de dose

Para a sistematização dos cálculos, integrando as contribuições de dose provenientes da TC e do PET, e em virtude do fator de ponderação unitário para radiações eletromagnéticas ($w_R = 1$), o valor do kerma no ar K (Gy) é numericamente igual ao da dose efetiva E (Sv).

Para os pontos de cálculo 3, 4, 5 e 6 foi adicionada distância de 30 cm além da face externa das barreiras avaliadas. Considerou-se o paciente no centro do *gantry*. As espessuras foram determinadas a partir do modelo de Archer, conforme a Equação 15, utilizando-se os parâmetros de ajuste das Tabelas 6 e 8. Considerando-se uma contribuição igualmente distribuída entre TC e PET, os resultados encontram-se apresentados na Tabela 21 a qual apresenta as opções de blindagem em chumbo e em concreto com as respectivas espessuras calculadas.

Tabela 21 – Cálculos de blindagem para o Cenário C.

Ponto	Fonte		E ¹ (0) (μSv /sem)	Vizi- nhança	Grupo crítico	P grupo crítico (μSv /sem)	T grupo crítico	d (m)	E(0) (μSv/sem)	Contri- buição	P (μSv /sem)	B	x (mmPb)		x (cm concreto)	
1	Box A	¹⁸ F	861,23	Sala exames	PacA / PacB	20	1/10	3,50	70,30	100%	20	2,84	-	2,44	-	9,66
	Sala exames	¹⁸ F	822,94	Box A	IOE-1	33,33	1/3	3,50	67,18	50%	16,67	0,74	2,44		4,67	
		TC	38515,50						3144,12	50%	16,67	0,02	1,00		9,66	
2	Box A	¹⁸ F	861,23	Sala exames	PacA / PacB	20	1/10	3,50	70,30	100%	20	2,84	-	2,44	-	9,66
	Sala exames	¹⁸ F	822,94	Box B	IOE-1	33,33	1/3	3,50	67,18	50%	16,67	0,74	2,44		4,67	
		TC	38515,50						3144,12	50%	16,67	0,02	1,00		9,66	
3	Sala exames	¹⁸ F	822,94	Corre-dor	IOE-3	100	1/5	2,90	97,85	50%	50	2,55	-	0,61	-	6,56
		TC	38515,50						4579,73	50%	50	0,05	0,60		6,55	
4	Sala exames	¹⁸ F	822,94	Corre-dor / Porta	IOE-3	100	1/5	5,30	29,30	50%	50	8,53	-	0,30	-	3,65
		TC	38515,50						1371,15	50%	50	0,18	0,29		3,65	
5	Sala exames	¹⁸ F	822,94	Sala coman-do	IOE-4	100	1	6,30	20,73	50%	50	2,41	-	0,63	-	6,70
		TC	38515,50						970,41	50%	50	0,05	0,62		6,70	
6	Sala exames	¹⁸ F	822,94	Área livre	Público	20	1	2,90	97,85	50%	10	0,10	15,8	15,8	19,20	19,2
		TC	38515,50						4579,73	50%	10	0,00	1,77		14,77	
7	Box A	¹⁸ F	822,94	Box B	IOE-1	33,33	1/3	2,50	137,80	100%	33,33	0,73	2,63	2,63	4,94	4,95
	Box B	¹⁸ F	822,94	Box A					137,80	100%	33,33	0,73	2,63		4,94	

Fonte: a autora.

A Tabela 22 permite evidenciar um aspecto relevante do comportamento dos diferentes materiais de blindagem em função da energia da radiação incidente. Como exemplo ilustrativo, considera-se o ponto de cálculo 6, no qual são avaliadas duas fontes emissoras distintas sob a mesma meta de blindagem.

Tabela 22 – Destaque para o cálculo no ponto 6 com opções de blindagem em chumbo e concreto.

Ponto	Fonte		x (mmPb)	x (cm concreto)
6	Sala exames	^{18}F	15,80	19,20
		TC	1,77	14,77

Fonte: a autora.

Neste ponto, observa-se que, para a contribuição do ^{18}F (511 keV), a espessura necessária corresponde a 15,80 mmPb ou 19,20 cm de concreto, ao passo que a blindagem requerida é de 1,77 mmPb ou 14,77 cm de concreto para a contribuição da TC (120 kVp). A comparação dessas grandezas revelou que, para fótons com energia elevada, a espessura de concreto necessária foi aproximadamente 12 vezes superior à de chumbo, enquanto para energia mais baixa essa relação se ampliou de forma significativa, sendo 83 vezes maior. Esses resultados evidenciam que a eficiência do chumbo é significativamente superior no espectro de energias mais baixas, enquanto o concreto apresenta um comportamento proporcionalmente mais favorável para a atenuação de fótons de maior energia. Essa análise demonstra que a escolha do material de blindagem deve considerar não apenas a meta de dose, mas também o espectro energético das fontes envolvidas.

4.3.3 Otimização

Como etapa de otimização das barreiras no cenário C, procede-se à análise comparativa de custos de blindagem. A partir das dimensões das paredes definidas no esquema elaborado, e considerando a aplicação da blindagem até a altura de 2,10 m, foi estimada a área correspondente a cada barreira (paredes e porta). Adotou-se, de forma conservadora, o arredondamento para cima nos cálculos. Com caráter exclusivamente ilustrativo, adotou-se um custo unitário idêntico para os materiais de blindagem, fixado em US\$ 80 por metro quadrado e por milímetro de chumbo equivalente (US\$/m²·mmPb) para o chumbo e US\$ 80 por metro cúbico (US\$/m³) para o concreto. Essa escolha tem como objetivo simplificar a análise comparativa, evitando que diferenças de custo unitário influenciem as decisões metodológicas aqui discutidas.

Consideraram-se exclusivamente os custos dos materiais de blindagem, não sendo incluídos os custos de mão de obra e de execução civil, por estes dependerem fortemente do contexto construtivo e da realidade local.

A Tabela 23 apresenta os resultados dos cálculos de custo para cada barreira, considerando soluções em chumbo e em concreto. No ponto 4, por se tratar de uma porta, a blindagem foi avaliada exclusivamente em chumbo. Observa-se que o custo total associado às paredes em concreto, com densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$, é consideravelmente inferior, cerca de US\$ 600, enquanto a solução com todas as barreiras em chumbo resulta em um custo da ordem de R\$ 27.000. Nesse contexto, a solução em concreto mostra-se economicamente mais vantajosa, uma vez que seu custo é dezenas de vezes inferior ao da solução integralmente em chumbo. Ressalta-se que soluções baseadas em concreto implicam maior complexidade logística e construtiva, envolvendo formas, armação e etapas de concretagem, enquanto a aplicação de chapas ou mantas de chumbo apresenta execução mais simples e localizada, com menor interferência na infraestrutura existente.

Tabela 23 – Cálculo dos custos com a aplicação de blindagens no Cenário C.

Ponto	Área (m ²)	Custo – Chumbo	Custo – Concreto
1	10,50	US\$ 2.049,60	US\$ 81,14
2			
3	12,60	US\$ 614,88	US\$ 66,12
4	4,20	US\$ 100,80	
5	10,50	US\$ 2.049,60	US\$ 81,14
6	16,80	US\$ 21.235,20	US\$ 258,05
7	7,35	US\$ 1.546,44	US\$ 29,11
Custo total		US\$ 27.596,52	US\$ 616,37

Fonte: a autora.

4.3.3.1 Variação C.1

Considerou-se, nesta variação C.1, um cenário no qual a sala de exames já existia previamente e era ocupada por um equipamento de TC e todas as barreiras estruturais possuíam blindagem equivalente a 1 mm de chumbo. Trata-se, portanto, de uma situação de reforma e

adaptação da instalação, motivada pela substituição do equipamento por um PET/CT, o que implicou a necessidade de incluir o ^{18}F nos cálculos de blindagem, bem como a revisão da carga de trabalho adotada.

Dessa forma, procedeu-se ao recálculo da blindagem apenas para as paredes correspondentes aos pontos 1, 2 e 6. As paredes associadas aos pontos 3, 4 e 5 já apresentam blindagem suficiente, conforme os cálculos apresentados na Tabela 21, uma vez que as espessuras calculadas anteriormente foram de 0,61 mmPb, 0,30 mmPb e 0,63 mmPb, respectivamente, valores inferiores à blindagem existente de 1 mmPb. O ponto 7, por sua vez, corresponde a uma área nova a ser construída e deve atender às espessuras de blindagem indicadas na Tabela 21.

Diferentemente do procedimento adotado no cenário B, não se realiza, no cenário C, o caminho inverso para a validação das doses recebidas pelo grupo crítico após a aplicação das blindagens. Essa diferença decorre do fato de que, no cenário C, foi empregado o modelo de Archer, o qual descreve a transmissão de feixes polieniorgéticos, incorporando os efeitos de endurecimento espectral e de *build-up*. Esse modelo não é matematicamente reversível por meio de uma formulação exponencial simples baseada em camadas semirredutoras (HVL).

Considerando que a contribuição adicional a ser protegida neste cenário é exclusivamente aquela associada ao ^{18}F , para a determinação da blindagem complementar necessária, adotou-se um procedimento iterativo, no qual os valores de dose sem blindagem $E(0)$ foram progressivamente ajustados manualmente na planilha de cálculo, por tentativa e erro, até que a blindagem requerida na parede correspondente aos pontos 1 e 2 fosse igual a 1,44 mmPb, e na parede do ponto 6 fosse igual a 14,80 mmPb, valores correspondentes às espessuras totais calculadas na Tabela 24, subtraído o 1 mmPb já existente.

O resultado da blindagem adicional necessária é apresentado na Tabela 24, na qual são mostradas as opções tanto em chumbo quanto em concreto.

Tabela 24 – Ajuste do valor de $E(0)$ até atingir a espessura de blindagem em chumbo almejada para a variação C.1.

Ponto	Fonte		$E'(0)$ ($\mu\text{Sv/sem}$)	$E(0)$ ($\mu\text{Sv/sem}$)	x (mmPb)	x (cm concreto)
1 e 2	Sala exames	^{18}F	822,94	59,20	1,44	3,12
6	Sala exames	^{18}F	822,94	84,00	14,80	18,20

Fonte: a autora.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados obtidos a partir das validações realizadas nos Cenários A, B e C demonstram que a aplicação direta e simplificada de constantes de taxa de dose e de parâmetros tabelados pode conduzir a variações significativas na espessura final das blindagens, especialmente em serviços de medicina nuclear, nos quais são utilizadas fontes não seladas. Em particular, o Cenário C (PET/CT) evidenciou que a integração das contribuições provenientes da TC e do PET é crítica, uma vez que a negligência de qualquer um desses componentes pode resultar em subdimensionamento das barreiras e, conseqüentemente, no comprometimento da segurança radiológica da instalação.

A análise detalhada dos perfis de ocupação e da definição do grupo crítico constituiu um dos aspectos relevantes deste estudo. Áreas adjacentes frequentemente subestimadas, como corredores internos, podem ser determinantes para o cálculo das blindagens quando considerados adequadamente os tempos de permanência e as múltiplas exposições associadas a diferentes ambientes. Nesse contexto, a metodologia proposta permitiu demonstrar que a determinação criteriosa dos fatores de ocupação T e dos limites de dose P pode reduzir de forma significativa a necessidade de blindagem adicional, sem extrapolar os limites de dose estabelecidos pela legislação.

Os resultados reforçam que a utilização de fatores não usuais, entendidos como parâmetros não tradicionalmente explorados ou personalizados nos métodos clássicos de cálculo, exerce impacto direto no dimensionamento final das blindagens. Entre esses fatores destacam-se: a personalização dos valores de P e T em função do grupo crítico real, a consideração explícita de múltiplas contribuições de dose associadas a um mesmo indivíduo em diferentes ambientes, a inclusão da contribuição dos sistemas híbridos (como o PET/CT) e o reconhecimento do paciente como membro do público dentro de áreas controladas, sob a ótica da proteção radiológica.

É importante ressaltar que, embora os cenários analisados sejam representativos de situações encontradas na prática clínica, os valores atribuídos aos fatores de ocupação, aos grupos críticos e aos limites de projeto neste trabalho possuem caráter ilustrativo. Não se pretende que tais valores sejam reproduzidos indiscriminadamente em outras instalações. O objetivo central foi demonstrar o raciocínio metodológico, evidenciando como esses parâmetros podem, e devem, ser ajustados à realidade específica de cada serviço, em consonância com o que é preconizado por documentos como o NCRP e pelas diretrizes nacionais, que explicitamente permitem e incentivam a personalização dos cálculos.

Outro aspecto relevante é a aplicabilidade da metodologia para situações que envolvem fontes não associadas diretamente a pacientes, como depósitos de rejeitos radioativos ou áreas de armazenamento temporário. Nesses casos, embora as fontes possam ser tratadas como pontuais, torna-se fundamental o conhecimento detalhado das características do radionuclídeo, da atividade envolvida e do regime de ocupação das áreas adjacentes, reforçando a versatilidade da abordagem proposta.

De forma geral, este trabalho evidencia que o cálculo de blindagens em medicina nuclear não deve ser conduzido como um processo meramente procedimental, restrito à aplicação de valores tabelados e abordagens genéricas. Pelo contrário, trata-se de uma atividade que exige análise integrada de múltiplas variáveis e experiência técnica do profissional responsável. À medida que o cálculo é refinado, emergem fatores até então não considerados, os quais podem alterar substancialmente o resultado final.

A principal contribuição desta tese reside na sistematização e explicitação de fatores não usuais que, embora pouco explorados na literatura, demonstraram ter impacto significativo no dimensionamento das blindagens. Ao explicitar esses elementos e discutir suas implicações, o trabalho amplia o escopo das abordagens tradicionais e abre espaço para que outros fatores, ainda não formalizados, possam ser incorporados em estudos futuros, contribuindo para projetos mais realistas, otimizados e alinhados às condições reais de operação dos serviços de medicina nuclear.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esta pesquisa atingiu seu objetivo principal ao consolidar e sistematizar uma metodologia de cálculo de blindagens em medicina nuclear adaptada à realidade brasileira, contribuindo para suprir lacunas decorrentes da inexistência de relatórios específicos voltados a essa modalidade. A análise do impacto do uso de fatores não usuais evidenciou que a proteção radiológica em serviços de medicina nuclear exige uma abordagem integrada, que transcende a aplicação mecânica de equações e envolve conhecimentos de física médica, engenharia, arquitetura hospitalar e gestão de fluxos assistenciais.

É importante ressaltar que a metodologia apresentada nesta tese não tem como finalidade propor modelos inéditos ou abordagens metodológicas inovadoras para o cálculo de blindagens em medicina nuclear. A contribuição central do trabalho reside na compilação, organização e sistematização crítica de conceitos, parâmetros e formulações já consolidados na literatura, reinterpretados à luz da legislação nacional vigente e da experiência prática acumulada pela autora. Nesse sentido, a originalidade da tese está associada à forma como esses elementos são articulados, contextualizados e aplicados a cenários realistas, evidenciando o impacto de decisões frequentemente tratadas como secundárias nos métodos convencionais.

Dessa forma, esta tese deve ser compreendida predominantemente como uma revisão bibliográfica crítica e aplicada, complementada por análises técnicas fundamentadas em documentos normativos e na prática profissional, com ênfase na compreensão do processo decisório que antecede e acompanha a realização dos cálculos. Os cenários e exemplos apresentados possuem caráter didático e ilustrativo, sendo empregados para demonstrar como a avaliação criteriosa das variáveis envolvidas, como definição do grupo crítico, fatores de ocupação e múltiplas contribuições de dose, pode conduzir a soluções de blindagem mais otimizadas e compatíveis com a realidade operacional de cada instalação.

Como contribuição prática, espera-se que este trabalho possa servir como referência técnica nacional para profissionais envolvidos na elaboração de projetos de blindagem em serviços de medicina nuclear, auxiliando tanto na etapa de concepção quanto na justificativa técnica das decisões adotadas. Da mesma forma, a sistematização apresentada pode apoiar a atuação de agentes reguladores ao oferecer subsídios técnicos para a análise crítica, contribuindo para a padronização de critérios, a melhoria da qualidade das soluções propostas e o fortalecimento da cultura de proteção radiológica, com reflexos diretos na segurança dos trabalhadores, pacientes e do público em geral.

Cabe destacar que parte dos fundamentos teóricos discutidos nesta tese foi previamente abordada em um artigo de revisão publicado na Revista Brasileira de Física Médica. O presente trabalho amplia e complementa essa publicação ao incorporar exemplos práticos, cenários aplicados, tabelas com parâmetros e validações comparativas, aprofundando a discussão e oferecendo uma aplicação mais abrangente e operacional dos conceitos revisados.

Embora o Sistema Internacional de Unidades adote o becquerel como unidade padrão de atividade, ao longo deste trabalho optou-se também por apresentar valores em milicurie (mCi), em função de seu uso ainda predominante na rotina clínica de serviços de medicina nuclear, especialmente no contexto brasileiro. Essa escolha visa facilitar a aplicação prática e a compreensão dos resultados por profissionais atuantes na área, de acordo com os objetivos desta tese.

No que se refere a perspectivas futuras, reforça-se a importância de expandir a análise da dose ocupacional recebida pelos profissionais e pacientes, em continuidade com a linha de investigação desenvolvida em colaboração com EVANGELISTA et al. O artigo elaborado como fruto deste percurso acadêmico, intitulado *“Simulation of the dose received by an occupationally exposed individual in the routine of a nuclear medicine service”*, fundamentado em simulações Monte Carlo, constitui um passo relevante nessa direção. Ao avaliar as doses recebidas em diferentes etapas da rotina de um Serviço de Medicina Nuclear, os resultados obtidos fornecem subsídios práticos e quantitativos importantes para a análise e a otimização das medidas de proteção radiológica, assim como a validação do cálculo de blindagens.

Por fim, espera-se que esta tese contribua não apenas para o avanço técnico da área, mas também para a sociedade como um todo, ao facilitar a elaboração e a avaliação de projetos de blindagem mais realistas, seguros e economicamente viáveis, promovendo a aplicação consistente dos princípios de otimização e justificação, que fundamentam a proteção radiológica.

REFERÊNCIAS

AAPM. American Association of Physicists in Medicine. **The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT**. AAPM, 2008.

ANSN. Autoridade Nacional de Segurança Nuclear. **ANSN 3.01**: Requisitos básicos de radioproteção e segurança radiológica de fontes de radiação (Resolução CNEN 27/24). Rio de Janeiro: ANSN, 2024.

ANSN. Autoridade Nacional de Segurança Nuclear. **ANSN 3.05**: Requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de medicina nuclear (Resolução CNEN 159/13). Rio de Janeiro: ANSN, 2013.

ANSN. Autoridade Nacional de Segurança Nuclear. **ANSN 6.02**: Licenciamento de Instalações Radiativas (Resolução CNEN 293/22). Rio de Janeiro: ANSN, 2022.

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Instrução Normativa - IN nº 93, de 27 de maio de 2021**. Brasília, DF: ANVISA, 2021.

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Resolução nº 38, de 4 de junho de 2008**. Brasília, DF: ANVISA, 2008.

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Resolução RDC nº 50, de 21 de fevereiro de 2022**. Brasília, DF: ANVISA, 2022a.

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Resolução RDC nº 611, de 9 de março de 2022**. Brasília, DF: ANVISA, 2022b.

BELINATO, W. *et al.* Occupational exposures in PET procedures with 18F-FDG in adult and pediatric patients. **Radiation Physics and Chemistry**, [s. l.], v. 189, p. 109744, 2021.

BRASIL. **Lei nº 14.222, de 15 de outubro de 2021. Cria a Autoridade Nacional de Segurança Nuclear (ANSN)**. Diário Oficial da União: seção 1, Brasília, DF, 2021.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. **Portaria SVS/MS nº 453, de 1 de junho de 1998**. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 1998.

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Glossário do setor nuclear e radiológico brasileiro**. Rio de Janeiro: CNEN, 2021.

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Guia para o Licenciamento e Controle de Instalações de Medicina Nuclear**. Rio de Janeiro: CNEN, 2023.

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Instalações autorizadas – Medicina Nuclear**. [Rio de Janeiro]: CNEN, [s. d.]. Disponível em: <https://appasp2019.cnen.gov.br/>. Acesso em: 5 jan. 2026.

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Norma CNEN NN 3.01**: Diretrizes básicas de proteção radiológica (Resolução 164/14). Rio de Janeiro: CNEN, 2014.

CNEN. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Presidente da CNEN: “ANSN é um marco no fortalecimento do setor nuclear e de suas instituições”**. Rio de Janeiro, 2025. Disponível em: <https://www.gov.br/cnen/>. Acesso em: 5 jan. 2026.

CNSC. Canadian Nuclear Safety Commission. **Design Guide for Nuclear Substance Laboratories and Nuclear Medicine**. Ottawa: CNSC, 2010.

CNSC. Canadian Nuclear Safety Commission. **Radionuclide Information Booklet**. Ottawa: CNSC, 2025. Disponível em: <http://www.nuclearsafety.gc.ca/>. Acesso em: 5 jan. 2026.

DEMIR, M. *et al.* The evaluation of urine activity and external dose rate from patients receiving radioiodine therapy for thyroid cancer. **Radiation Protection Dosimetry**, [s. l.], v. 156, n. 1, p. 25–29, 2013.

DUARTE CORREIA, P. **Estimativa de dose efetiva de radiação recebida por pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada e proposta para registro de dose por paciente em sistema de informação de radiologia**. 2018. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

DUARTE CORREIA, P. *et al.* Bases Metodológicas para Cálculo de Blindagens em Medicina Nuclear. **Revista Brasileira de Física Médica**, [s. l.], v. 19, p. 799, 2025.

ENGSTRÖM, A. *et al.* A case study of cost-benefit analysis in occupational radiological protection within the healthcare system of Sweden. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, [s. l.], v. 22, n. 11, p. 295-303, 2021.

EVANGELISTA, V. L. O. *et al.* Simulation of the dose received by an occupationally exposed individual in the routine of a nuclear medicine service. **Applied Radiation and Isotopes**, [s. l.], v. 225, p. 112021, 2025.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, [s. l.], v. 35, n. 4, p. 213–225, 2007.

IAEA. International Atomic Energy Agency. **Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2014a.

IAEA. International Atomic Energy Agency. **Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards**. Vienna: IAEA, 2014b. (Safety Standards Series, GSR Part 3). Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/8930/>. Acesso em: 5 jan. 2026.

MADSEN, M. T. *et al.* AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements. **Medical Physics**, [s. l.], v. 33, n. 1, p. 4–15, 2006.

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÃO. **Sobre a CNEN**. Brasília, DF, [s. d.]. Disponível em: <https://www.gov.br/cnen/>. Acesso em: 5 jan. 2026.

NASCIMENTO, P. A. D. **Desenvolvimento de softwares para aplicação em medicina nuclear: cálculo da blindagem PET/CT e otimização de dose para radiofármaco em PET/CT**. 2016. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) – Universidade de Brasília, Brasília, 2016.

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. **Radiation Protection in Dentistry and Oral & Maxillofacial Imaging**. Bethesda: NCRP, 2019. (Report nº 177).

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. **Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities**. Bethesda: NCRP, 2005. (Report nº 151).

NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. **Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities**. Bethesda: NCRP, 2004. (Report nº 147).

POZZO, L. *et al.* A Medicina Nuclear no Sistema Único de Saúde. **Ciência & Saúde Coletiva**, [s. l.], v. 30, n. 1, 2025.

RPII. Radiological Protection Institute of Ireland. **The Design of Diagnostic Medical Facilities where Ionising Radiation is used**. Dublin: RPII, 2009. (Code of Practice).

SAHA, G. B. **Basics of PET Imaging**: Physics, Chemistry, and Regulations. 2. ed. Cleveland: Springer, 2010.

SALEHZAHI, F.; TSE, J. Shielding commissioning factors in nuclear medicine facilities. **Journal of Radiological Protection**, [s. l.], v. 40, n. 1, p. 165–180, 2020.

SANTOS-OLIVEIRA, R.; ANTUNES, L. J. Radiopharmaceutical Research and Production in Brazil: A 30-Year History of Participation in the Nuclear Medicine Scenario. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, [s. l.], v. 39, n. 3, p. 237–239, 2011.

SBMN. Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear. **História**. São Paulo, [s. d.]. Disponível em: <https://sbmn.org.br/sobre-a-sbmn/historia/>. Acesso em: 5 jan. 2026.

SHLEIEN, B. (org.). **The Health Physics and Radiological Health Handbook**. Rev. ed. Silver Spring, MD: Scinta, 1992.

SIRAG, N.; ELRAZEK, A. Design considerations to minimize staff doses in nuclear medicine units. **International Journal of Engineering and Technical Research**, [s. l.], v. 4, n. 1, p. 226–245, 2015.

SMITH, D. S.; STABIN, M. G. Exposure rate constants and lead shielding values for over 1,100 radionuclides. **Health Physics**, [s. l.], v. 102, n. 3, p. 271–291, 2012.

SOARES, A. D. **Metodologia para o cálculo de blindagem em medicina nuclear**. 2018. Tese (Doutorado em Radioproteção e Dosimetria) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2018.

SOARES, A. D.; PAIXÃO, L.; FACURE, A. Determination of the dose rate constant through Monte Carlo simulations with voxel phantoms. **Medical Physics**, [s. l.], v. 45, n. 11, p. 5283–5292, 2018.

TAUHATA, L. *et al.* **Radioproteção e Dosimetria**: Fundamentos. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2014. Disponível em: <https://www.gov.br/cdtn/>. Acesso em: 5 jan. 2026.

TSCHURLOVITS, M.; DAVERDA, G.; LEITNER, A. Dose Rate Constants for New Dose Quantities. **Radiation Protection Dosimetry**, [s. l.], v. 42, n. 2, p. 77–81, 1992.

UNGER, L. M.; TRUBEY, D. K. **Specific Gamma-Ray Dose Constants for Nuclides Important to Dosimetry and Radiological Assessment.** Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory, 1982.

APÊNDICE A - ATIVIDADES ACADÊMICAS REALIZADAS DURANTE O DOUTORADO (2022 – 2025)

ARTIGOS COMPLETOS PUBLICADOS EM PERIÓDICOS

2025. DUARTE CORREIA, P.; SIQUEIRA PAES, W.; PERINI, A. P.; NEVES, L. P. Bases Metodológicas para Cálculo de Blindagens em Medicina Nuclear. **Revista Brasileira de Física Médica**, [s. l.], v. 19, p. 799, 2025.

2025. EVANGELISTA, V. L. O.; CORREIA, P. D.; FUZATO, F. Q.; MASCHIO, A.; CRUZ, F. B.; SANTOS, W. S.; PERINI, A. P.; NEVES, L. P. Simulation of the dose received by an occupationally exposed individual in the routine of a nuclear medicine service. **Applied Radiation and Isotopes**, [s. l.], v. 225, p. 112021, 2025.

PARTICIPAÇÃO EM EVENTOS

2025. 29º Congresso Brasileiro de Física Médica – Associação Brasileira de Física Médica (ABFM). Participação como debatedor, coordenador de mesa, avaliador de trabalhos e membro da comissão científica – área de medicina nuclear. São Paulo, outubro de 2025.

2025. 39º Congresso Brasileiro de Medicina Nuclear – Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear e Imagem Molecular (SBMN). Belo Horizonte, agosto de 2025.

2025. IAEA Technical Meeting on Radiation Protection Challenges in Modern Nuclear Medicine. Apresentação "Country presentations: Brazil". Viena, Áustria, abril de 2025.

2025. ICRP Task Group 36 Digital Workshop: Radiation Dose to Patients in Diagnostic Nuclear Medicine. Participação em workshop internacional.

2024. 12º Congresso Internacional Oncoclínicas Dana-Farber Cancer Institute.

2024. 28º Congresso Brasileiro de Física Médica – Associação Brasileira de Física Médica (ABFM). Salvador, junho de 2024. Participação como palestrante.

2024. 38º Congresso Brasileiro de Medicina Nuclear – Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear e Imagem Molecular (SBMN). São Paulo, setembro de 2024.

2023. CBR Webinar Padi: Protocolos Seguros em Ressonância Magnética.

2023. CBR Webinar Padi: Dose de Radiação como Indicador de Segurança dos Pacientes e Ferramenta de Melhoria Contínua.

2023. CBR Workshop: Missão de Especialistas Virtuais para apoiar a implementação de Níveis de Referência de Diagnóstico (DRLs).

2023. CBR Workshop Nacional de Proteção Radiológica em Procedimentos Guiados por Fluoroscopia.

2023. ICRP Task Group 117's Digital Workshop: Radiological Protection in PET and PET/CT.

2022. Semana da Mulher na Ciência - Programa de Extensão Integração UFU/Comunidade (PEIC 2022).

PARTICIPAÇÃO EM BANCAS

2024. Participação em banca de INGRID CRISTINA DOS SANTOS SILVA. Avaliação da Exposição Ocupacional em Procedimentos Intervencionistas Utilizando Detector de Estado Sólido. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física Médica). Universidade Federal de Uberlândia, 2024.

2024. Participação em banca de WALLIFER RODRIGUES DE LIMA. Otimização da Qualidade da Imagem de SPECT Ósseo Utilizando Simulações Monte Carlo e Técnicas Iterativas de Reconstrução. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física Médica). Universidade Federal de Uberlândia, 2024.

2025. Participação em banca de FERNANDO KLEBER DOS SANTOS GARCIA. Otimização da Qualidade da Imagem de SPECT utilizando o Lutécio-177 utilizando Simulações Monte Carlo. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física Médica). Universidade Federal de Uberlândia, 2025.

SUPERVISÕES E ORIENTAÇÃO

2022. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de MARIA CLARA MENDES DOS SANTOS. Estágio realizado no Hospital UMC.

2022. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de AGATHA CRISTINE LAZARINI BARRETO DA SILVA. Estágio realizado no Hospital UMC.

2023. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de JENIFFER DE JESUS BARROS. Estágio realizado no Hospital UMC.

2023. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de ALESSA MASCHIO. Estágio realizado no Hospital UMC.

2024. Supervisão de estágio observacional extracurricular referente ao Programa de Residência em Física Médica do INCA de ALAINE FERREIRA GRIGIO. Estágio realizado no Hospital UMC.

2024. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de IGOR PRATIS DE OLIVEIRA. Estágio realizado no Hospital UMC.

2024. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de LARISSA MARQUES SOUZA. Estágio realizado no Hospital UMC.

2024. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de INGRID CRISTINA DOS SANTOS SILVA. Estágio realizado no Hospital UMC.

2024. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de ISABELLA TRIFFONI. Estágio realizado no Hospital UMC.

2024. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de AZONTE MAHUDIN VITAL OPPORTUN MEVI. Estágio realizado no Hospital UMC.

2025. Coorientação de TCC de ISABELLA TRIFFONI. Um estudo sobre controle de qualidade dos testes de Pureza radioquímica do ^{99m}Tc -Sestamibi. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física Médica). Universidade Federal de Uberlândia, 2025.

2025. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de FERNANDO KLEBER DOS SANTOS GARCIA. Estágio realizado no Hospital UMC.

2025. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de DIEGO CANDIDO DE SOUZA. Estágio realizado no Hospital UMC.

2025. Supervisão de estágio curricular obrigatório referente ao Curso de Graduação em Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia de ANA LAURA PEDROSA AREIAS. Estágio realizado no Hospital UMC.

PROFICIÊNCIA EM LÍNGUA ESTRANGEIRA

2023. Certificado de Proficiência em **Língua Espanhola**. Centro Universitário Assis Gurgacz (FAG).

2022. Certificado de Proficiência em **Língua Inglesa**. Projeto PROFLIN, Instituto de Letras e Linguística, UFU.