

INSTITUTO DE ENGENHARIA NUCLEAR

TATIANA SOUTO CARNEIRO

**SIMULAÇÃO PELO MÉTODO MONTE CARLO DE UMA INSTALAÇÃO
PARA OPERAÇÃO TIPO III UTILIZADA EM SERVIÇOS DE GAMAGRAFIA
COM FONTES RADIOATIVAS DE ^{192}Ir PARA FINS DE PROTEÇÃO
RADIOLÓGICA**

Rio de Janeiro

2023

**SIMULAÇÃO PELO MÉTODO MONTE CARLO DE UMA INSTALAÇÃO
PARA OPERAÇÃO TIPO III UTILIZADA EM SERVIÇOS DE GAMAGRAFIA
COM FONTES RADIOATIVAS DE ^{192}Ir PARA FINS DE PROTEÇÃO
RADIOLÓGICA**

Tatiana Souto Carneiro

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Nucleares do Instituto de Engenharia Nuclear como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Grau de Mestre em Ciências e Engenharia.

Orientador: Prof. César Marques Salgado, D.Sc.

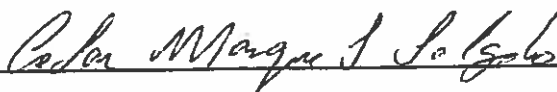
Rio de Janeiro
2023

**SIMULAÇÃO PELO MÉTODO MONTE CARLO DE UMA INSTALAÇÃO
PARA OPERAÇÃO TIPO III UTILIZADA EM SERVIÇOS DE GAMAGRAFIA
COM FONTES RADIOATIVAS DE ^{192}Ir PARA FINS DE PROTEÇÃO
RADIOLÓGICA**

Tatiana Souto Carneiro

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA
NUCLEARES DO INSTITUTO DE ENGENHARIA NUCLEAR DA COMISSÃO
NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRA EM CIÊNCIA
E TECNOLOGIA NUCLEARES

Aprovada por:



César Marques Salgado, D. Sc.



Cláudio Márcio do N. Abreu Pereira D.Sc.



Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO – RJ

NOVEMBRO 2023

FICHA CATALOGRÁFICA

CARN Carneiro, Tatiana Souto.

Simulação pelo Método Monte Carlo de uma Instalação para Operação Tipo III utilizada em Serviços de Gamagrafia com Fontes Radioativas de ^{192}Ir para fins de Proteção Radiológica. / Tatiana Souto Carneiro. – Rio de Janeiro: CNEN/IEN, 2023.

x, 66f.: il.; 31 cm

Orientador: César Marques Salgado

Dissertação (Mestrado em Aplicação de Técnicas Nucleares na Indústria) – Instituto de Engenharia Nuclear, PPGIEN, 2023.

1. Blindagem. 2. *Box* radiográfico. 3. Gamagrafia. 4. Código MCNPX. 5. Fonte radioativa selada de ^{192}Ir .

*À minha mãe, por sempre me incentivar nos estudos
e por tudo que sempre fez por mim por toda minha vida.*

*À minha irmã, única irmã, sempre parceira
de todos os momentos.*

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por nossa existência.

Meu agradecimento especial ao meu orientador, Prof. César Marques Salgado, por toda dedicação e paciência desde as aulas até o final dessa jornada da dissertação.

Ao meu amigo-irmão Bruno Lourenço, que sempre me incentivou e pela importante colaboração na parte experimental deste trabalho.

Ao meu grande amigo Angolano Jerry, sempre tão solícito comigo.

Aos Operadores de Radiografia, Eli Silveira, Robson Rosa e José Renato, pela presteza na colaboração com este trabalho.

Ao Gerente da Qualidade, Senhor Mário Junior, por disponibilizar a instalação de operação, objeto de estudo e experimentos.

À Coordenação e professores do PPGIEN/IEN – Programa de Pós Graduação em Engenharia Nuclear do Instituto de Engenharia Nuclear.

Aos meus colegas de turma, pela amizade construída e mantida, mesmo à distância.

À colega do IEN, Sophia Dam, pela colaboração sempre disposta a me ajudar no esclarecimento de dúvidas pertinentes à minha pesquisa.

Ao colega do IEN, William Salgado pela ajuda nas simulações realizadas.

Ao professor Antônio Deoclécio que, mesmo não me conhecendo pessoalmente, disponibilizou seu tempo para esclarecer algumas dúvidas.

E aos meus familiares, que sempre me deram a maior força em todas as minhas conquistas.

RESUMO

A Radiografia Industrial é uma das práticas reconhecidas como de alto risco radiológico e classificada pela Agência Internacional de Energia Atômica como pertencente à Categoria 2 na categorização de fontes seladas. Nas operações de Gamagrafia são utilizadas fontes radioativas seladas de ^{192}Ir , ^{75}Se e ^{60}Co de altas atividades para radiografia de peças e equipamentos. Por este motivo, esta prática deve ser realizada preferencialmente em recintos fechados com blindagem permanente e projeto aprovado pela CNEN. Na ausência de locais para exposição da fonte com esses requisitos, podem ser utilizados recintos isolados, com proteção específica para eventual situação, tendo em vista que os ensaios podem ser realizados em locais com geometrias distintas, ou seja, isolados por cordas ou construídos para a execução de um serviço específico. Além disso, podem ser utilizadas fontes de diferentes atividades. Para o recinto avaliado neste trabalho, foi posicionada internamente uma fonte de ^{192}Ir de $6,77 \times 10^{11}$ Bq (18,31 Ci) (valor máximo) e foram realizadas medições, externamente em relação ao portão de acesso, ponto com maior probabilidade de exposição, para avaliar se os níveis de radiação provenientes da fonte apresentam valores para Indivíduo Ocupacionalmente Exposto e Indivíduo do Público em concordância com as normas. O código computacional MCNPX foi utilizado para simular o *box* radiográfico com a fonte de ^{192}Ir devidamente validado experimentalmente pela taxa de Equivalente de Dose Ambiente medida com detectores cintiladores. Os resultados apresentados nas medições experimentais e nas simulações com o Método Monte Carlo apresentam erros relativos médios de 17,65%.

Palavras-chave: Blindagem, *box* radiográfico, gamagrafia, código MCNPX, fonte radioativa selada de ^{192}Ir .

ABSTRACT

Industrial Radiography is one of the practices recognized for its high radiological risk. It is classified by the International Atomic Energy Agency (IAEA) as belonging to category 2 in the categorization of sealed sources, commonly used in practices. In Gammagraphy operations, sealed radioactive sources of ^{192}Ir , ^{75}Se , and ^{60}Co of high activity are used for radiography of different pieces of equipment. For this reason, this practice should be preferably carried out in closed spaces with permanent shielding and project approved by CNEN. If there aren't places for exposure of the source with these requirements, isolated enclosures can be used with specific protection for any situation, considering that the tests can be carried out in places with different geometries, that is, isolated by ropes or built for the execution of a specific service. Besides that, it can be used sources from different activities. For the enclosure evaluated in this work, a source of ^{192}Ir of $6,77 \times 10^{11}$ Bq (18,31 Ci) (maximum value) was positioned in its interior, measured at its access gate, point most likely to be exposed, to evaluate if the radiation levels from the source presents IOE and IP values according to the norms. In this sense, the present work used the MCNPX computational code to simulate a radiographic box with ^{192}Ir source duly validated experimentally by the Ambient Dose Equivalent rate measured by scintillators. The results presented in the experimental measurements and in the simulations with the Monte Carlo Method have an average relative error of 17,65%.

Keywords: shielding, radiographic box, gammagraphy, MCNPX code, ^{192}Ir sealed radioactive source.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Encapsulamento em aço inox e discos radioativos do ^{192}Ir (ANDREUCCI, 2019).....	8
Figura 2: Porta-fonte tipo flexível com o conector fêmea e o conector macho do cabo propulsor (cabo-comando) (ANDREUCCI, 2019).....	9
Figura 3: Vista lateral e interna de um irradiador com fonte de ^{192}Ir (ANDREUCCI, 2019).	9
Figura 4: Desenho esquemático com vista lateral de um irradiador de gamagrafia e seus acessórios. (ANDREUCCI, 2019).....	10
Figura 5: Desenho esquemático do Telecomando de um irradiador de ^{192}Ir (TEIXEIRA, 2009).....	10
Figura 6: Tubo-guia acoplado ao irradiador pelo conector (bayonet), com seu terminal de exposição na extremidade (TATIANA, 2023).	11
Figura 7: Colimadores: a) Direcional e b) Panorâmico.....	12
Figura 8: Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera (TAUHATA, 2014).....	18
Figura 9: Detectores: a) Bip Integrador de Dose; b) Geiger Müller portátil analógico (TATIANA, 2023).....	23
Figura 10: Detectores cintiladores: a) Ludlum modelo 3001; b) Ludlum modelo 2242-3 (TATIANA, 2023).....	24
Figura 11: Irradiador Sentinel utilizado nos experimentos (TATIANA, 2023).....	31
Figura 12: Vistas do box radiográfico: a) Frontal; b) Lateral (TATIANA, 2023).....	33
Figura 13: Posição do terminal de exposição. Trifólio representa a fonte (TATIANA, 2023).....	34
Figura 14: Desenho esquemático dos pontos de medição das Taxas de Equivalente de Dose ambiente com o detector (posições P0, P1, P2 e P3) e a fonte (trifólio) posicionados a 1 metro do solo (TATIANA, 2023).....	35
Figura 15: Representação esquemática da fonte de ^{192}Ir : a) modelo real; b) modelo simulado no código MCNPX (TATIANA, 2023).....	37
Figura 16: Medidas do Box Radiográfico (TATIANA, 2023).....	39

Figura 17: Taxa Equivalente de Dose Ambiente medidas experimentalmente para três posições distintas usando três monitores (D1, D2, D3) e os valores calculados usando o código MCNPX.	42
Figura 18: Taxa Equivalente de Dose Ambiente medida experimentalmente para quatro posições distintas usando monitores D1 e D3, e valores obtidos usando o código MCNPX.	45
Figura 19: Relação entre Equivalente Dose Ambiente e Dose Efetiva.	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Aplicações Comerciais das Fontes de ^{192}Ir (IAEA, 2005).....	7
Tabela 2: Espectro das energias dos fótons emitidos por uma fonte de ^{192}Ir , utilizado nas simulações.	8
Tabela 3: Valores para fator de peso da radiação (W_R).....	15
Tabela 4: Valores para o fator de peso dos tecidos ou órgãos (W_T).....	16
Tabela 5: Grandezas operacionais para monitoramento de exposições externas (ICRP, 2010).....	17
Tabela 6: Coeficientes de conversão de fluência de fótons em Equivalente de Dose Ambiente, em unidades de pSv.cm^2 , (ICRP, 1996).....	27
Tabela 7: Coeficientes de conversão de fluência em Dose Efetiva, em unidades de pSv.cm^2 , para partículas monoenergéticas incidentes na geometria ântero-posterior (AP) (ICRP, 2010).....	28
Tabela 8: Composição da cápsula da fonte de aço inoxidável (McCONN et al., 2021). 36	
Tabela 9: Composição do box radiográfico de concreto comum (McCONN et al., 2021).	38
Tabela 10: Comparação dos resultados de Dose Efetiva.....	41
Tabela 11: Valores de taxa de equivalente de dose ambiente obtidos pelos detectores D1, D2 e D3 para diferentes distâncias fonte/detector (DFD), desvios padrão e erros relativos.	41
Tabela 12: Valores dos coeficientes da função exponencial ajustada.	43
Tabela 13: Valores de taxa de Equivalente de Dose Ambiente apresentados por D1 e D3, considerando coeficientes de conversão (ICRP 74).	44
Tabela 14: Valores de taxa de Equivalente de Dose Ambiente apresentados por D1 e D3, considerando coeficientes de conversão (ICRP 116), Dose Efetiva.	45
Tabela 15: Comparação dos limites anuais de dose para IP e IOE e os valores medidos pelos detectores D1 e D3.	47
Tabela 16: Comparação dos valores de Dose Efetiva simulados pelo código MCNPX. 48	

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AIEA:	Agência Internacional de Energia Atômica
ALARA:	As Low As Reasonably Achievable
CNEN:	Comissão Nacional de Energia Nuclear
GM:	Geiger Müller
$H^*(10)$:	Equivalente de Dose Ambiente
$H'(0,07)$:	Equivalente de Dose Direcional
$H_p(d)$:	Equivalente de Dose Individual
$H_p(10)$:	Dose Efetiva
ICRP:	International Commission on Radiological Protection
ICRU:	International Commission on Radiation Units
IOE:	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
IP:	Indivíduo do Público
IEN:	Instituto de Engenharia Nuclear
IPEN:	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
MCNP:	Código computacional para transporte de nêutron e fóton (Monte Carlo N-Particle eXtended)
END:	Ensaio Não Destrutivo
NIDC:	National Isotope Development Center
RBE:	Eficiência Biológica Relativa termo traduzido
W_R :	Fator de Peso da Radiação
W_T :	Fator de Peso do Órgão ou Tecido

SUMÁRIO

RESUMO.....	VII
ABSTRACT	VIII
LISTA DE FIGURAS.....	IX
LISTA DE TABELAS.....	XI
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	XII
CAPÍTULO I	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
1.2 OBJETIVO	5
1.3 RELEVÂNCIA.....	6
CAPÍTULO II.....	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	7
2.1 PRÁTICA DE GAMAGRAFIA INDUSTRIAL	7
2.2 GRANDEZAS E UNIDADES APLICADAS À RADIAÇÃO IONIZANTE	12
2.3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA.....	19
2.4 DETECTORES DE RADIAÇÃO.....	20
2.5 O CÓDIGO DE TRANSPORTE DE RADIAÇÃO MCNPX.....	24
CAPÍTULO III	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
3 MATERIAIS E METODOLOGIA	30
3.1 MATERIAIS.....	30
3.2 METODOLOGIA	33
CAPÍTULO IV.....	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	40
4.1 VALIDAÇÃO TEÓRICA E EXPERIMENTAL DO MODELO MATEMÁTICO VIA TAXA DE EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE	40
4.2 RESULTADOS OBTIDOS NAS MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS DO CENÁRIO PROPOSTO NO BOX RADIOGRÁFICO.....	43
CAPÍTULO V	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
5 CONCLUSÕES	49
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	51

1 INTRODUÇÃO

O uso de radioisótopos tem se mostrado um fator fundamental de desenvolvimento tendo em vista sua vasta aplicação na medicina, agricultura, pesquisa e indústria. Uma importante aplicação na área industrial é a Gamagrafia, definida como uma técnica de ensaio não destrutivo que utiliza irradiadores com radioisótopos emissores de radiação gama de alta energia com o objetivo de obter radiografias para o controle da qualidade de soldas, materiais, peças e equipamentos aplicados em diversas áreas, na indústria naval, petrolífera, aérea e metalúrgica. Esse tipo de ensaio pode ser realizado com raios X ou raios gama, sendo que a fonte de ^{192}Ir é uma das fontes seladas mais amplamente utilizadas nas aplicações por ensaios não destrutivos (END) (IAEA, 2006). O ^{192}Ir apresenta melhor custo-benefício, visto que é o mais barato, não necessita de uma blindagem tão grande e pesada quanto àquela do irradiador para ^{60}Co , o que dificultaria seu transporte e armazenamento, pode atravessar uma grande variedade de espessuras (entre 12 e 70 mm de aço) de materiais e pode ser adquirido no mercado nacional, diretamente no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), em São Paulo.

A radiação gama é de natureza eletromagnética, proveniente do núcleo do átomo que se encontra em um estado excitado de energia. Por possuir comprimento de onda muito curto e consequentemente alta energia, consegue penetrar materiais de alta densidade como o aço, por exemplo, inspecionando o estado interno de peças metálicas e imprimindo sua estrutura em um filme radiográfico, que pode revelar possíveis poros, trincas e quaisquer anormalidades. Os níveis de energia emitidos e poder de penetração dos radioisótopos mais utilizados na gamagrafia (^{60}Co , ^{192}Ir e ^{75}Se) determinam a densidade e espessura do material a ser inspecionado que conseguem atravessar. Essas fontes radioativas são produzidas artificialmente através do bombardeamento dos seus radioisótopos estáveis com nêutrons em reatores nucleares (ORNL, 1965). O ^{192}Ir é produzido por ativação neutrônica do ^{191}Ir estável. O ^{192}Ir decai com uma meia-vida de 73,83 dias em ^{192}Pt (decaimento beta) ou ^{192}Os (captura eletrônica) (HODGSON, 2016; FONSECA et al., 2001). As duas possibilidades resultam em múltiplas emissões gama que variam em energias de 135 keV a 1.378 keV (CRSUR, 2008; BALTAS et al., 2007). A energia média dessas emissões (370 keV) torna o ^{192}Ir ideal para aplicações radiográficas, apresentando boa sensibilidade ao contraste (IAEA, 2006; SPEC, 2013). Em relação ao poder de

penetração, a energia do ^{60}Co é capaz de atravessar espessuras entre 50 e 120 mm de aço, entretanto, a energia do ^{192}Ir é capaz de atravessar espessuras entre 12 e 70 mm de aço e a energia do ^{75}Se é capaz de atravessar espessuras entre 8 e 30 mm de aço (IAEA, 2011).

Sob o ponto de vista de segurança radiológica, as fontes radioativas usadas em operações de gamagrafia exigem maior controle por se tratar de fontes radioativas de alta energia e principalmente de alta atividade e, conseqüentemente, maior risco radiológico. São fontes que, se não estiverem sob controle, podem dar origem a uma exposição suficiente para causar efeitos determinísticos severos (IAEA, 1999). As fontes utilizadas na prática de gamagrafia são classificadas como Categoria 2 no Sistema de Categorização da Agência Internacional de Energia Atômica, devido ao risco de o Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (IOE) estar próximo a uma fonte de alta atividade e as operações de Gamagrafia serem realizadas de forma manual. Isto significa que é uma fonte muito perigosa para a pessoa, visto que se esta fonte não for gerenciada ou protegida de maneira segura, poderia causar uma lesão permanente a uma pessoa que a manuseou ou esteve em contato com ela por um curto período. Este sistema de categorização é baseado no conceito de “fonte perigosa”, em que seu uso indevido pode representar uma ameaça à vida ou causar uma lesão que reduza a qualidade de vida da pessoa exposta (IAEA, 2005). Nas operações de gamagrafia realizadas pelos IOE nas diversas instalações de empresas da área industrial, é fato que tais operações podem ser realizadas com mais segurança em recintos fechados de operação, visto que a execução das radiografias em tais recintos oferece o benefício de permitir que outros trabalhadores realizem suas atividades próximas ao local de sua construção e permite, ainda, que os ensaios radiográficos sejam realizados a qualquer momento, pois normalmente estes ensaios são executados pelos operadores preferencialmente no período noturno, devido à menor circulação de indivíduos do público (IP).

Segundo a Norma CNEN NN 6.04 - Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radiografia Industrial (CNEN NN-6.04, 2013), a instalação para operação com fontes de radiação, objeto de estudo no presente trabalho, se enquadra em: Instalações para Operação Tipo III, visto que é um recinto fechado sem projeto aprovado pela CNEN. Neste tipo de recinto podem ser realizados ensaios com geometrias e fontes distintas. Durante a execução das radiografias, a área no interior do *box* radiográfico é

classificada como controlada (Norma CNEN NN 3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica), sendo uma área sujeita a regras especiais de proteção e segurança, com a finalidade de controlar exposições normais e prevenir ou limitar a amplitude das exposições potenciais, exclusiva para IOEs. Projetos de recintos para ensaios de gamagrafia podem ser calculados utilizando o código MCNPX baseado em método de Monte Carlo. Como o recinto estudado neste trabalho possui um portão de aço em seu acesso principal, que não é adequado para blindagem de radiações, é necessário realizar uma estimativa da taxa de Equivalente de Dose Ambiente para os operadores de gamagrafia e IP que, eventualmente circulam em frente ao seu portão de acesso, sempre que houver exposições da fonte de radiação. Tal procedimento visa garantir que esta taxa esteja dentro dos limites aceitáveis por norma, além da necessidade de colocação de barreiras com sinalizações (PERIGO RADIAÇÃO, por exemplo), alertando para o tipo de serviço que está sendo realizado.

Um modelo matemático da geometria de medição do box radiográfico foi desenvolvido utilizando o código MCNPX o qual foi validado com os valores de Equivalente de Dose Ambiente apresentadas pelos detectores utilizados nos experimentos realizados nesta instalação. Sendo possível, deste modo, estimar as taxas de Equivalente de Dose Ambiente previamente e estabelecer o cenário de proteção radiológica mais adequado para a execução dos ensaios radiográficos.

1.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Diferentes estudos têm sido realizados com o intuito de minimizar a dose em IOE e melhorar os materiais de blindagem utilizados nas instalações, visando à maior segurança dos IOE e IP durante as operações de gamagrafia.

OLIVEIRA et al., (2000) conduziram uma simulação da Instalação de Irradiação Gama Portuguesa utilizando o código MCNP. O trabalho teve foco na otimização de distribuição de dose dentro da célula de irradiação (recinto) e cálculos de dose em pontos críticos para fins de radioproteção. Os cálculos foram conduzidos em pontos dentro e fora

da célula de irradiação, onde diferente comportamento era esperado (distância da fonte, absorção e espalhamento da radiação na estrutura do irradiador e paredes). Medições de kerma no ar também foram realizadas usando uma câmara de ionização. Foi encontrada boa concordância entre o kerma no ar experimental e calculado. As diferenças foram sempre menores que 12%.

BELCHIOR *et al.*, (2007) tiveram como um dos propósitos do seus estudos o desenvolvimento de uma simulação pelo método Monte Carlo, utilizando a ferramenta computacional para determinar a distribuição de dose dentro de um instalação de irradiação (recinto) de ^{60}Co . A descrição detalhada da geometria da instalação foi implementada no código MCNPX, que apresenta uma simulação precisa e completa dos processos elétron-fóton envolvidos. A validação dos resultados da simulação obtidos foi realizada por métodos de dosimetria química, ou seja, uma solução Fricke. O valor médio da taxa de dose entre os valores simulados e experimentais ficou entre 0.947 e 1.102.

MARIACA (2008), conduziu uma análise estatística entre 2003 e 2007 com trabalhadores associados à práticas nucleares, tendo em vista que a limitação de dose estabelecida pelas Normas Básicas de Segurança é um dos requisitos de radioproteção necessários, mas não suficientes, e que pelas características das diferentes práticas, incluindo a Gamagrafia Industrial, e pela cultura de segurança já alcançada nessas práticas, os IOE estão muito abaixo dos respectivos limites. Assim como, visou melhorar e explorar um dos requisitos estabelecidos pelas referidas normas, que é a Limitação de Dose.

KHATTAB *et al.*, (2013) desenvolveram um modelo tridimensional para a instalação de irradiação gama Síria para calcular a distribuição espacial da taxa de dose de raios gama na sala de irradiação com uma fonte de ^{60}Co , utilizando o código MCNP-4C. Medida da distribuição espacial da taxa de dose de raios gama utilizando o dosímetro de clorobenzeno foi conduzida para comparar os resultados calculados e experimentais. Foram observados bons acordos entre os resultados calculados e medidos com diferenças relativas máximas menores que 7%, 4% e 4% nas direções x, y e z, respectivamente.

ORABI (2018) estabeleceu um modelo de simulação para calcular as doses de radiação gama interna em instalações. Os fatores básicos que controlam as taxas de dose foram

estudados. Alguns dos fatores como ponto de detecção, as dimensões, a espessura e a densidade já tinham sido considerados previamente. Novos fatores tais como a existência de uma sala vizinha e a divisão de uma parede em dois segmentos foram incluídos. As taxas de dose foram calculadas para amplas faixas de fatores considerados. Os cálculos foram conduzidos com o uso do código de simulação MCNP.

SHOUOP *et al.*, (2020) utilizaram o método Monte Carlo para determinação da espessura de concreto no modelo de blindagem para fontes gama de ^{60}Co e ^{192}Ir de alta intensidade em instalações fixas. O labirinto de canto duplo foi considerado o projeto de blindagem mais apropriado em torno de uma instalação de radiografia usando uma fonte gama de alta atividade. A conclusão observada foi que o comprimento mínimo do labirinto para reduzir a taxa de dose efetiva abaixo de $2,5 \mu\text{Sv/h}$ estava entre 3 e 5 m, dependendo da posição da fonte (direita, esquerda e central) para geometria de labirinto de canto duplo.

BASU *et al.*, (2021) estimaram os fatores de build up pela primeira vez, com base em simulações de Monte Carlo (MCS) para configurações de blindagem de camada dupla (DBUFs) de W e Fe, W e Con, Pb e Fe, Pb e Con e Fe e Con. Os DBUFs estimados foram comparados com os valores obtidos por meio de fórmulas empíricas publicadas por diversos autores. Uma variação significativa de até 40% foi observada entre MCS e fórmulas empíricas.

1.2 OBJETIVO

A proposta deste trabalho de dissertação é determinar as taxas de Equivalente de Dose Ambiente em posições pré-estabelecidas em um recinto de operações de gamagrafia e desenvolver um modelo matemático da instalação por meio do código MCNPX. Para realização do objetivo proposto, fez-se necessário a execução das seguintes etapas:

- i) Realização da modelagem da fonte radioativa utilizada nas operações de gamagrafia e a modelagem do *box* radiográfico de operação no código MCNPX;

ii) Validação analítica e experimental do modelo matemático utilizando a grandeza Dose Efetiva com uma fonte radioativa de ^{137}Cs para uso na simulação no MCNPX;

iii) Validação experimental do modelo matemático do *box* radiográfico desenvolvido no código MCNPX utilizando valores das taxas de Equivalente de Dose Ambiente provenientes das medições experimentais, realizando uma comparação desses valores com os valores apresentados no código MCNPX.

1.3 RELEVÂNCIA

A Radiografia Industrial é uma prática que utiliza fontes de alta atividade. Consequentemente, há uma maior preocupação com a exposição à radiação tanto dos operadores de gamagrafia, que operam em áreas controladas, quanto dos indivíduos do público que possam estar eventualmente circulando em áreas circunvizinhas às instalações de operação. Deste modo, a monitoração de área é uma prática rotineira para verificação das taxas de Equivalente de Dose Ambiente nesses locais para assegurar que os limites de dose estabelecidos pela CNEN não sejam excedidos. A relevância desse trabalho está na apresentação de uma distribuição da taxa de Equivalente de Dose Ambiente em pontos críticos da instalação e fazer uma análise dos valores apresentados neste estudo, em relação aos requisitos de Proteção Radiológica. Além disso é importante em situação eventual, dispor de uma ferramenta capaz de estimar as doses com uso do código MCNPX.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 PRÁTICA DE GAMAGRAFIA INDUSTRIAL

A gamagrafia industrial é um ensaio não-destrutivo que utiliza fontes radioativas de ^{75}Se , ^{60}Co ou ^{192}Ir para controle de qualidade de peças, tubulações, vasos de pressão, casco de navios, dentre outros. A fonte de ^{192}Ir é a mais amplamente utilizada pelo melhor custo-benefício. Este radionuclídeo emite radiação gama altamente penetrante. Possui energia média de 370 keV, que o torna ideal para as aplicações radiográficas industriais e médicas, uma vez que permite a radiografia de soldas de tubulações de aço carbono e o tratamento de tumores ginecológicos através da Braquiterapia, com o uso de fios de ^{192}Ir de alta atividade, respectivamente (ver Tabela 1).

Tabela 1: Aplicações Comerciais das Fontes de ^{192}Ir (IAEA, 2005).

Aplicação	Categoria da Fonte	Atividade ¹ Típica (Bq)
Radiografia Industrial	C2	$3,7 \times 10^{12}$
Braquiterapia	C2	$2,2 \times 10^{11}$

A fonte radioativa de ^{192}Ir produzida para uso industrial é constituída por pequenos discos de material radioativo empilhados dentro de uma cápsula de aço inoxidável, sendo hermeticamente soldada para que o material radioativo fique selado, minimizando a possibilidade de sua fuga ou dispersão para o meio externo. A Figura 1 apresenta o protótipo de uma fonte real de ^{192}Ir com suas partes internas. De acordo com a atividade, a quantidade de discos pode variar.

¹ A Atividade de uma amostra radioativa, A , representa o número de núcleos dessa amostra que se “desintegram” espontaneamente dN , por unidade de tempo, dt . Sua unidade, o *becquerel* (Bq), corresponde a *uma transformação por segundo, ou s^{-1}* . A unidade antiga, *Curie* (Ci) é ainda utilizada em algumas situações, e corresponde ao número de transformações nucleares por unidade de tempo de 1 grama de ^{226}Ra , sendo $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ (desintegrações/segundo).

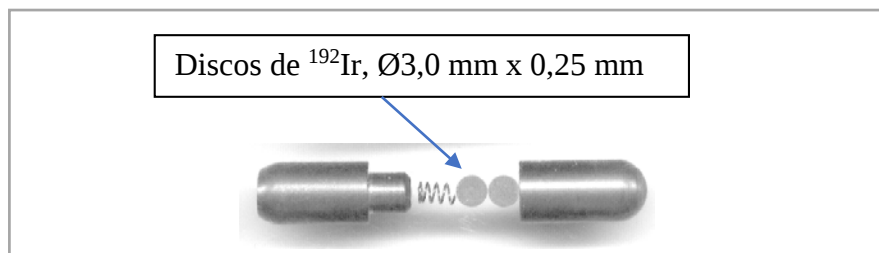


Figura 1: Encapsulamento em aço inox e discos radioativos do ^{192}Ir (ANDREUCCI, 2019).

Apesar de ter uma energia predominante, a fonte de ^{192}Ir possui um espectro de energias, conforme apresentado na Tabela 2. Os dados desta fonte foram obtidos no aplicativo *Isotope Browser*, versão 5.9.73 Android, IAEA, Seção de Dados Nucleares.

Tabela 2: Espectro das energias dos fótons emitidos por uma fonte de ^{192}Ir , utilizado nas simulações.

Energia dos fótons (keV)	Intensidade Relativa
316,50618	0,8286
468,0689	0,4784
308,45507	0,2970
295,95650	0,2871
604,4111	0,08216
612,4622	0,0534
588,5810	0,04522

Na Figura 2, pode-se observar o desenho esquemático de uma fonte radioativa com seus acessórios, utilizada na irradiação das peças. Ela é fixada na extremidade de um cabo de aço helicoidal flexível, de aproximadamente 15 cm, denominado porta-fonte (vulgarmente chamado de rabicho), que possui em sua outra extremidade o “engate fêmea” (conector fêmea), onde será acoplado o chamado “engate macho” (conector macho) que fica fixado ao cabo de comando (cabo propulsor) para o controle da exposição e recolhimento da fonte. O porta-fonte também possui uma esfera de travamento, que funciona como um dispositivo de segurança da fonte, ao ser recolhida para dentro da blindagem do irradiador. Há diversos modelos de engates de porta-fontes oferecidos no mercado, tendo em vista a grande variedade de fabricantes e fornecedores existentes. O modelo apresentado é de um porta-fonte fornecido pelo do IPEN, utilizado em irradiadores da marca Sentinel.

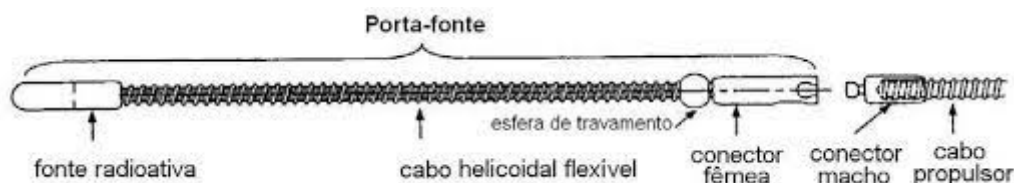


Figura 2: Porta-fonte tipo flexível com o conector fêmea e o conector macho do cabo propulsor (cabo-comando) (ANDREUCCI, 2019).

Quando está fora de uso, o porta-fonte fica acondicionado dentro de um equipamento chamado irradiador. A Figura 3 apresenta uma representação esquemática de um irradiador da Marca Sentinel, Modelo Sigma 880.

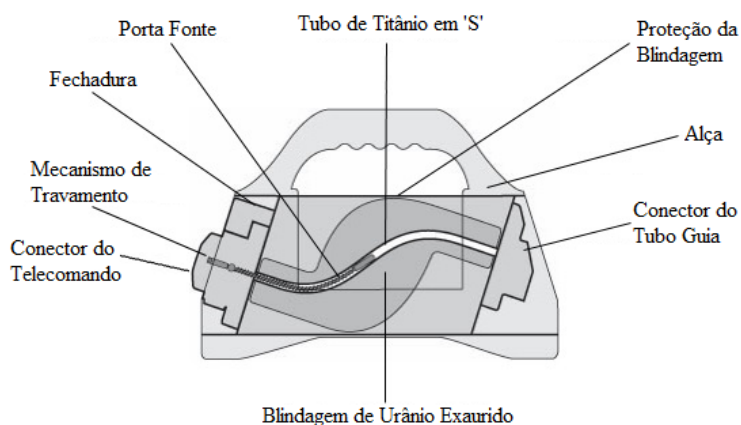


Figura 3: Vista lateral e interna de um irradiador com fonte de ^{192}Ir (ANDREUCCI, 2019).

Para realização de um ensaio radiográfico é preciso montar o arranjo onde o conector macho do cabo-comando é acoplado ao conector fêmea do porta-fonte², que fica inserida no seletor do irradiador³ (Seletor) e o tubo guia é acoplado no irradiador, abrindo-se o obturador na parte dianteira e engatando seu conector (*bayonet*). O tubo-guia tem a função de conduzir o porta-fonte até a sua extremidade chamada de terminal de exposição (onde a fonte fica exposta para irradiação dos materiais a serem radiografados), a cada acionamento do cabo-comando (telecomando). O telecomando possui um cabo de aço internamente (cabo-comando) com um comprimento de 8 metros, garantindo uma distância de segurança entre o operador e a fonte de irradiação durante seu acionamento.

² O conector fêmea do porta-fonte fica posicionado para fora de sua blindagem, na parte traseira do irradiador.

³ Utilizado para selecionar o modo de operação, fonte travada ou fonte liberada para exposição.

Adicionando-se o comprimento do tubo-guia, esta distância é ainda maior, pois seu comprimento varia de 1 a 5 metros, dependendo do ensaio radiográfico.

A Figura 4 apresenta o desenho esquemático de um irradiador com seus acessórios para exposição de uma fonte de Gamagrafia.

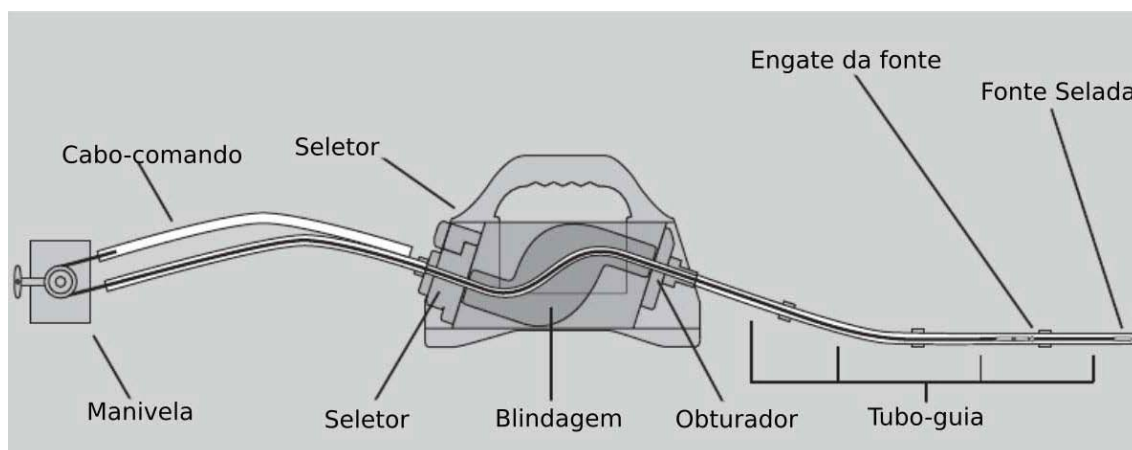


Figura 4: Desenho esquemático com vista lateral de um irradiador de gamagrafia e seus acessórios. (ANDREUCCI, 2019).

A Figura 5 apresenta o desenho esquemático de um telecomando, que é composto por uma empunhadeira para que o operador possa segurar e acionar a manivela, que expõe o cabo de aço flexível (cabo-comando), passando pelo conduíte (mangueira do cabo propulsor) até que seu conector macho (engate do cabo de aço flexível) fique visível para ser acoplado ao conector fêmea.

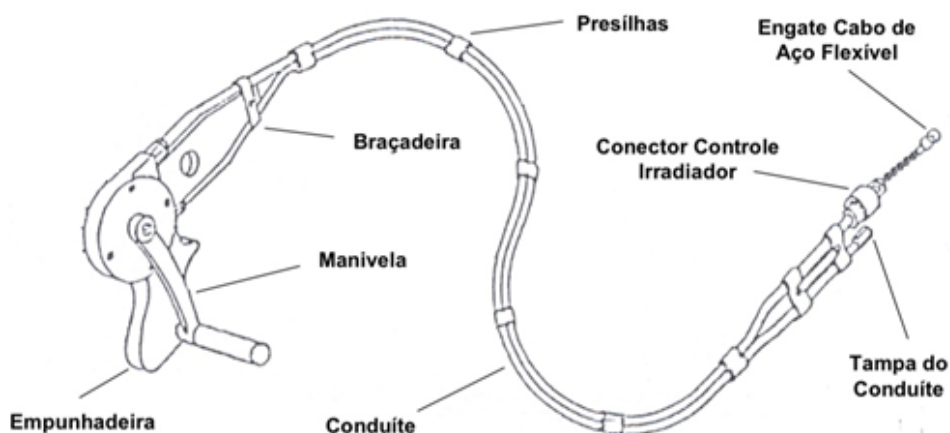


Figura 5: Desenho esquemático do Telecomando de um irradiador de ^{192}Ir (TEIXEIRA, 2009).

A Figura 6 apresenta a mangueira dianteira, também chamada de tubo-guia. O tubo-guia é uma mangueira de aço inox que é acoplada na parte dianteira do irradiador, através de um conector chamado *bayonet* para conduzir o porta-fonte até seu terminal de exposição.



Figura 6: Tubo-guia acoplado ao irradiador pelo conector (*bayonet*), com seu terminal de exposição na extremidade (TATIANA, 2023).

Os irradiadores mais utilizados atualmente são compostos por blindagem de urânio exaurido e alguns mais modernos possuem blindagem de tungstênio. A blindagem atenua a radiação emitida pelo radioisótopo que fica armazenado em seu interior, quando não está em posição de operação (no terminal de exposição do tubo guia). Todos possuem alça para seu transporte, tampa traseira (onde fica localizado o conector do telecomando), tampa dianteira (onde fica localizado o conector do tubo guia), mecanismo de travamento para impedir a saída do porta-fonte. O irradiador possui um canal interno em “S” para alojamento do porta-fonte, uma trava manual dianteira na sua tampa e uma trava automática traseira para o porta-fonte.

Em operações realizadas em áreas abertas, um dispositivo amplamente utilizado é o colimador. Ele normalmente possui uma blindagem de chumbo ou tungstênio e pode ser encaixado e fixado no terminal de exposição do tubo-guia. Sempre que o arranjo radiográfico permite, sua utilização é recomendável, visto que ele proporciona uma grande redução da radiação espalhada, colimando o feixe de radiação no menor ângulo

necessário. Desta forma, os colimadores oferecem condições muito mais seguras para os trabalhadores envolvidos nos ensaios radiográficos, assim como para os indivíduos do público. As Figuras 7a e 7b mostram modelos de colimadores direcional e um panorâmico.

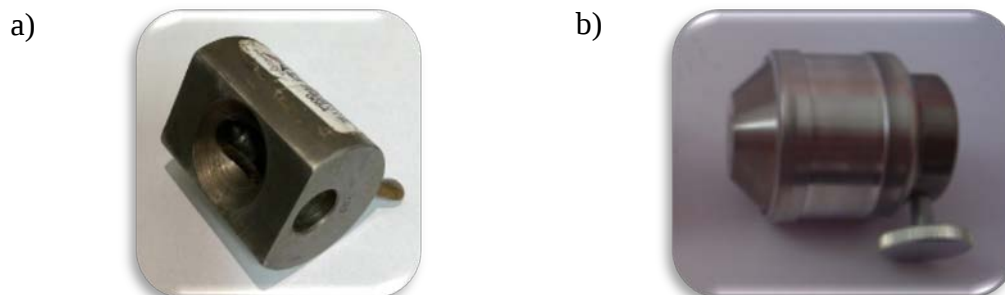


Figura 7: Colimadores: a) Direcional e b) Panorâmico
Fonte: TATIANA, 2023.

2.2 GRANDEZAS E UNIDADES APLICADAS À RADIAÇÃO IONIZANTE

O desenvolvimento tecnológico e científico relacionado à radiação ionizante levou à conceituação de um conjunto de grandezas físicas e de suas unidades. Foram definidas grandezas tanto para a caracterização da radioatividade e dos campos de radiação como para a descrição da interação da radiação com a matéria e a quantificação dos efeitos. A preocupação constante com a segurança do homem e a necessidade cada vez maior de demonstrar que os padrões de proteção radiológica são adequados resultaram no aprimoramento e desenvolvimento de novos conceitos e grandezas radiológicas. A história da proteção radiológica é, também, a história de uma sucessão de diferentes grandezas e unidades. Logo após a descoberta dos raios X, muitos dos efeitos físicos e, até mesmo, efeitos biológicos, por eles induzidos foram utilizados com o propósito de medir radiação.

Os conceitos e grandezas utilizados em dosimetria e proteção radiológica são apresentados nas publicações de *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) e da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). Algumas destas grandezas têm aplicação restrita ao escopo da proteção

radiológica e não possuem um significado físico, pois elas se destinam a descrever e quantificar um risco (LIMA, 2014). De forma resumida, as principais grandezas radiológicas básicas utilizadas neste trabalho são:

2.2.1 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Grandezas radiológicas dosimétricas são utilizadas para avaliar os efeitos da interação da radiação com um certo material, utilizando, por exemplo, a geração de carga elétrica dos elétrons ou íons produzidos pela ionização. Entre elas, pode-se citar a dose absorvida.

2.2.1.1 Dose Absorvida

Em radiologia clínica e proteção radiológica, a dose absorvida, D , é usada para todos os tipos de radiação ionizante e qualquer geometria de irradiação. É definida como o quociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm , onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia principal depositada na matéria de massa dm pela radiação ionizante segundo a Equação 1 (ICRP, 2007):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

Equação 1

A unidade de dose absorvida no Sistema Internacional (SI) é o joule por quilograma (J/kg) e seu nome especial é o gray (Gy), em homenagem ao físico inglês Harold Gray.

2.2.2 GRANDEZAS LIMITANTES

No organismo humano, quando os efeitos das interações e se as suas consequências podem ser prejudiciais, são utilizadas as Grandezas Limitantes para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante.

2.2.2.1 Dose Equivalente

A correlação de um determinado efeito biológico com a dose absorvida depende, entre outros fatores, do tipo de radiação envolvida no processo. Isto indica que seria necessário definir um limite para cada tipo de radiação com o propósito de limitar a exposição do homem à radiação ionizante. Um sistema de limitação com esta característica seria de difícil implementação prática. Deste modo, a grandeza *dose equivalente* foi definida para uso exclusivo na limitação da exposição do homem à radiação, onde a dose absorvida é ponderada pelo tipo de radiação.

A dose equivalente, H_T , é o valor médio da dose absorvida $D_{T,R}$ num tecido ou órgão T , devido à radiação tipo R , onde W_R é o fator de peso da radiação (LIMA, 2014), conforme Equação 2:

$$H_T = \sum_R W_R \times D_{T,R}$$

Equação 2

O fator de peso da radiação (W_R) leva em consideração o conceito de eficiência biológica relativa (*Relative Biological Effectiveness*, RBE) para efeitos estocásticos a baixas doses, para o tipo de radiação de interesse.

Quando há mudança na qualidade da radiação, o efeito biológico causado não é necessariamente o mesmo. Sendo assim, doses semelhantes podem não produzir os mesmos efeitos em um mesmo tecido ou órgão. Desta maneira, com o objetivo de

caracterizar esta diferença, o conceito de RBE foi introduzido tendo esta eficiência sido definida como sendo a razão entre a dose de uma radiação de referência, que produz um determinado efeito biológico e a dose da radiação em estudo, necessária para produzir o mesmo efeito (FILHO, 2003). Os valores de W_R definidos pela ICRP são aplicáveis apenas para doses baixas ou médias considerando efeitos estocásticos. O conceito de dose equivalente não é empregado para fins de estimativa de risco ou previsão de efeitos determinísticos devido a doses elevadas, como as verificadas em tratamentos radioterápicos ou em acidentes. Os valores são apresentados na Tabela 3 (ICRP 2007).

Tabela 3: Valores para fator de peso da radiação (W_R).

Tipo ou intervalo de energia	Fator de peso da radiação, W_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e múons, todas as energias	1
Prótons e pions carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Função contínua de acordo com a energia do nêutron

2.2.2.2 Dose Efetiva

A dose efetiva é a grandeza que expressa a soma ponderada das doses equivalentes pelos respectivos fatores de ponderação W_T dos tecidos e órgãos do corpo irradiados, expressa pela Equação 3 (ICRP, 2007):

$$E = \sum_T W_T \times H_T$$

Equação 3

Onde:

E é a dose efetiva (Sv);

W_T é o fator de peso para o tecido T ;

H_T é a dose equivalente a ele atribuída (Sv).

Os valores de W_T utilizados pela norma CNEN 3.01 (CNEN NN-3.01, 2014) e ICRP 103 (ICRP, 2007) constam na Tabela 4. Os valores de E são expressos em Sievert.

Tabela 4: Valores para o fator de peso dos tecidos ou órgãos (W_T).

Órgão ou Tecido	Fator de Peso W_T	
	CNEN NN 3.01	ICRP 103
Gônadas	0,20	0,08
Medula Óssea (vermelha)	0,12	0,12
Cólon	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	0,12	0,12
Bexiga	0,05	0,04
Mama	0,05	0,12
Fígado	0,05	0,04
Esôfago	0,05	0,04
Tireóide	0,05	0,04
Pele	0,01	0,01
Superfície óssea	0,01	0,01
Cérebro	-	0,01
Glândulas salivares	-	0,01
Restante dos tecidos e órgãos	0,05*	0,12**
Total:	1,00	

* cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula, timo, adrenais e músculo.

** adrenais, região extratorácica (ET), bexiga, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata (homem), intestino grosso, baço, timo, útero/cérvix (mulher).

2.2.3 GRANDEZAS OPERACIONAIS

As grandezas operacionais são utilizadas para a avaliação da Dose Efetiva, visto que as grandezas limitantes não são diretamente mensuráveis ou de fácil estimativa na prática. Estas grandezas foram idealizadas com o propósito de fornecer uma estimativa mensurável para o valor das grandezas limitantes relacionadas com uma exposição de modo conservativo, ou exposição potencial de pessoas sob várias condições de irradiação externa. São utilizadas frequentemente em regulamentos ou orientações práticas (ICRP, 2007).

A grandeza operacional para monitoração individual é o equivalente de dose pessoal (H_p) e as grandezas operacionais para monitoração de área são o equivalente de dose ambiente ($H^*(d)$) e o equivalente de dose direcional ($H'(d, \Omega)$). Estas grandezas são mensuráveis e

os instrumentos para monitoração da radiação são calibrados em termos destas grandezas. Para a monitoração de rotina, os valores destas grandezas operacionais (H^* e H') proporcionam uma avaliação suficientemente precisa da dose efetiva e dose de pele, respectivamente, em particular, quando estes valores se encontram abaixo dos limites de proteção. Utilizam fatores de qualidade da radiação W_R como fator de peso. Esses fatores de qualidade da radiação são dados em função da transferência linear de energia (*Linear Energy Transfer*, LET), uma vez que o LET depende do tipo de radiação e de sua energia.

As grandezas operacionais para monitoração de área e individual para exposições externas foram definidas pela ICRU 84 e o uso adequado das grandezas operacionais conforme o tipo de radiação, alvo de monitoração, profundidade de avaliação d (em mm) e direção Ω de medição são apresentados na Tabela 5 (ICRP, 2010).

Tabela 5: Grandezas operacionais para monitoramento de exposições externas (ICRP, 2010).

Finalidade	Grandezas Operacionais	
	Monitoração de Área	Monitoração Pessoal
Controle de Dose Efetiva	Equivalente de Dose Ambiente $H^*(10)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p(10)$
Controle de dose na pele, mãos, pulso e pés	Equivalente de Dose Direcional $H'(0,07, \Omega)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p(0,07)$
Controle de dose na lente dos olhos*	Equivalente de Dose Direcional $H'(3, \Omega)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p(3)$

*Se os dispositivos de monitoração não são projetados para medir $H'(3, \Omega)$ ou $H_p(3)$, $H'(0,07, \Omega)$ ou $H_p(0,07, \Omega)$ podem ser aplicados.

2.2.3.1 EQUIVALENTE DE DOSE PESSOAL $H_p(d)$

Dois conceitos foram introduzidos para fins de monitoramento individual. O primeiro desses conceitos, o equivalente de dose individual, penetrante, $H_p(d)$, é adequado para órgãos e tecidos situados profundamente no corpo que serão irradiados por radiação fortemente penetrante, e o segundo, o equivalente de dose individual superficial, $H_s(d)$ é apropriado para órgãos e tecidos superficiais que serão irradiados tanto por radiação fracamente penetrante quanto por fortemente penetrante. O equivalente de dose

individual, penetrante, $H_p(d)$ é o equivalente de dose em tecido mole, definido como na esfera ICRU abaixo de um ponto específico no corpo, em profundidade, d , que é apropriado para radiação fortemente penetrante. O equivalente de dose individual superficial, $H_s(d)$, é o equivalente de dose em tecido superficial abaixo de um ponto específico do corpo a uma profundidade, d , apropriada para radiação fracamente penetrante (ICRP 60, 1990).

2.2.3.2 EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE $H^*(d)$

O Equivalente de Dose Ambiente $H^*(d)$ é usado para avaliar a exposição ocupacional de pessoas em um dado ambiente visando estimar a Dose Efetiva. O Equivalente de Dose Ambiente $H^*(d)$, em um ponto, em um campo de radiação, é a dose equivalente que seria produzida pelo correspondente campo alinhado e expandido, na esfera ICRU, a uma profundidade, d , no raio oposto à direção do campo alinhado, conforme apresentado na Figura 8. No Sistema Internacional de Unidades a unidade do Equivalente de Dose Ambiente é o Joule/quilograma (J/Kg), entretanto a unidade mais comumente utilizada é o Sievert (Sv) (ICRP 60, 1990). Na maioria das situações práticas de exposição à radiação externa, o Equivalente de Dose Ambiente é capaz de fornecer uma estimativa conservadora ou superestimar os valores das grandezas limitantes (ICRP 103, 2007).

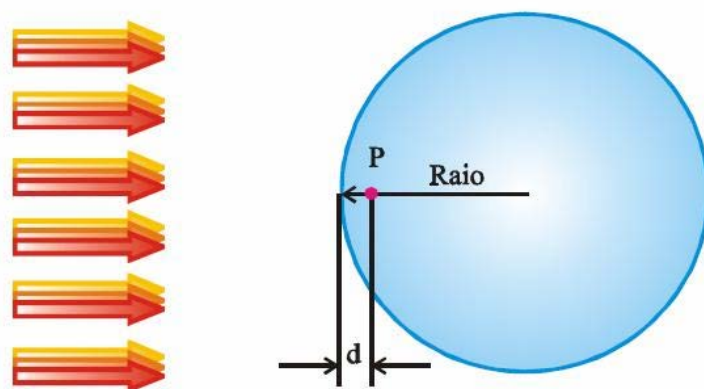


Figura 8: Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera (TAUHATA, 2014).

2.2.3.3 EQUIVALENTE DE DOSE DIRECIONAL $H'(d,\Omega)$

O equivalente de dose direcional $H'(d,\Omega)$ em um ponto de um campo de radiação é o valor de equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU na profundidade d sobre um raio de direção específica Ω (ICRP 60, 1990).

2.3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

De acordo com os princípios básicos estabelecidos pela Norma CNEN NN 3.01, é o conjunto de medidas que visa proteger o homem e o meio ambiente de possíveis efeitos indevidos causados pela radiação ionizante (AQUINO, 2009).

2.3.1 Finalidades da Proteção Radiológica

- a. Proporcionar um nível adequado de proteção para as pessoas, sem que para isso haja o limite inadequado às práticas cuja ocorrência da exposição à radiação ionizante gere um benefício;
- b. Evitar o surgimento de efeitos determinísticos (a curto prazo) mantendo as doses abaixo dos limites aplicáveis, assegurando a redução da indução de efeitos estocásticos pela implementação de todas as medidas possíveis;
- c. Pensar na realização de uma prática de forma a maximizar o benefício líquido para o indivíduo ou para a sociedade.

2.3.2 Princípios de Proteção Radiológica

- a. Justificação: Qualquer atividade envolvendo radiação ou exposição deve ser justificada em relação a alternativas e produzir um benefício líquido positivo para a sociedade.
- b. Otimização (Princípio ALARA – *As low as reasonably achievable*): O projeto, o planejamento do uso e a operação de uma instalação e de fontes emissoras de radiação devem ser realizados de forma a garantir que as exposições sejam tão reduzidas quanto razoavelmente exequível, levando-se em consideração fatores sociais e econômicos.
- c. Limitação da Dose Individual: As doses individuais IOEs e de IPs não devem exceder os limites anuais de dose efetiva estabelecidos na norma CNEN NN 3.01 (2014).

Como a Radiografia Industrial é uma prática que utiliza fontes radioativas de alta atividade, há uma preocupação maior com o controle de doses dos IOEs e IPs. Para os IOEs, é realizado um controle de doses mensal, com o uso de dosímetros, utilizados na altura do tórax. Os dosímetros são processados em laboratório de dosimetria credenciado pela CNEN, ao final de cada mês de uso. O controle dos IP é realizado através do uso de um cordão de isolamento e monitoração das áreas de operação tanto nas Instalações para Operação Tipo II (instalações fechadas) quanto nas Instalações para Operação Tipo III (instalações abertas), para impedir o acesso desses IPs a essas áreas e garantir que os níveis de radiação da área onde circulam (área livre) estejam aceitáveis, segundo a norma CNEN NN 3.01.

2.4 DETECTORES DE RADIAÇÃO

Detector de radiação é um equipamento que tem a capacidade de indicar a presença da radiação, quando utilizado em um meio onde ela esteja presente. De maneira geral, um detector de radiação é composto por um material sensível à radiação e, através de sua interação com a mesma, podem ocorrer por alguns processos tais como: geração de cargas elétricas, geração de luz, sensibilização de películas fotográficas, criação de traços

(buracos), geração de calor e alterações da dinâmica de certos processos químicos. Adicionalmente, ele possui um sistema capaz de transformar esses efeitos em um valor relacionado a uma grandeza para que essa radiação possa ser mensurada.

Neste trabalho, para detecção da radiação gama, proveniente da fonte de ^{192}Ir e monitoração das áreas de operação da Gamagrafia são utilizados detectores de radiação do tipo cintilador.

2.4.1 Propriedades de um Detector

Um detector adequado à medição daquilo ao qual é proposto, deve apresentar algumas características nas suas sequências de medição, tais como:

- a. *Eficiência*, definida pela capacidade de conversão dos estímulos recebidos em sinais que podem ser medidos;
- b. *Estabilidade*, onde, ao longo do tempo, ele é capaz de conservar suas características de medição constantes;
- c. *Exatidão*, que para tanto, deve existir um grau de concordância dos resultados com um “valor de referência” a ser determinado;
- d. *Precisão*, que significa grau de concordância dos resultados entre si, podendo ser obtido pelo desvio padrão em relação à média;
- e. *Repetitividade*, quando se tem o grau de concordância dos resultados obtidos para mesmas condições de medição;
- f. *Reprodutibilidade*, quando se tem grau de concordância dos resultados obtidos para condições de medição diferentes;
- g. *Sensibilidade*, quando há variação da resposta de um instrumento em razão da variação do seu estímulo.

Ao se definir as condições de medição, é preciso manter o mesmo método, procedimento experimental, instrumento, condições de operação, local, condições ambientais e a repetição em curto período de tempo.

2.4.2 Detectores à Gás

Existem diversos tipos de detectores à gás disponíveis no mercado. Dentre eles, pode-se citar as câmaras de ionização, que operam na região de saturação de íons, sendo capazes de coletar um sinal para cada par de íons gerado no interior do volume sensível do detector gasoso por uma partícula. Normalmente, trabalham no modo corrente, utilizando o ar como elemento gasoso, podendo medir diretamente a grandeza exposição. A câmara de ionização portátil é capaz de medir taxas de exposição, taxa de dose e dose acumulada, para radiações X e gama e, às vezes, beta. Como exemplo, pode-se citar o *bip* integrador de dose (Figura 9a), muito utilizado em operações de gamagrafia, para a leitura da dose a que o operador foi submetido durante cada operação de rotina e em caso de situações de emergência e os detectores Geiger-Müller, para detecção da taxa de exposição e taxa de dose (Figura 9b).

O *Bip* Integrador é uma câmara de ionização que funciona como monitor individual de radiação. Permite armazenar o valor integral de doses na grandeza equivalente de dose individual $H_p(10)$. O Geiger-Müller é um dos tipos de detectores de radiação mais antigos. Começou a entrar em operação em 1928 e, por serem equipamentos simples, de baixo custo, de fácil operação e manutenção, são utilizados até hoje (KNOLL, 2010). Por apresentar um pulso de saída de igual amplitude, independentemente do número de íons iniciais, o detector *Geiger-Müller* funciona como um contador, não sendo capaz de discriminar energias. Como a amplitude do pulso de saída formado no detector é da ordem de volt, isto permite simplificar a construção do circuito eletrônico do medidor, eliminando a necessidade de um pré-amplificador. A resposta do detector ocorre de forma indireta para radiação gama, pois há interações da radiação incidente com as paredes do detector, gerando radiação secundária (elétrons), os quais vão interagir com o volume sensível (gasoso) do detector.

Mesmo não sendo capazes de medir nenhuma grandeza radiológica e nem a energia das radiações, grandezas como dose e exposição, ou suas respectivas taxas podem ser estimadas pelos detectores *Geiger-Müller*, com o uso de dispositivos de instrumentação e metrologia baseados em curvas de calibração. Nesse caso, são calibrados para uma

determinada energia (^{137}Cs : 662 keV, por exemplo) e, através da fluência, é possível calcular os valores dessas grandezas.

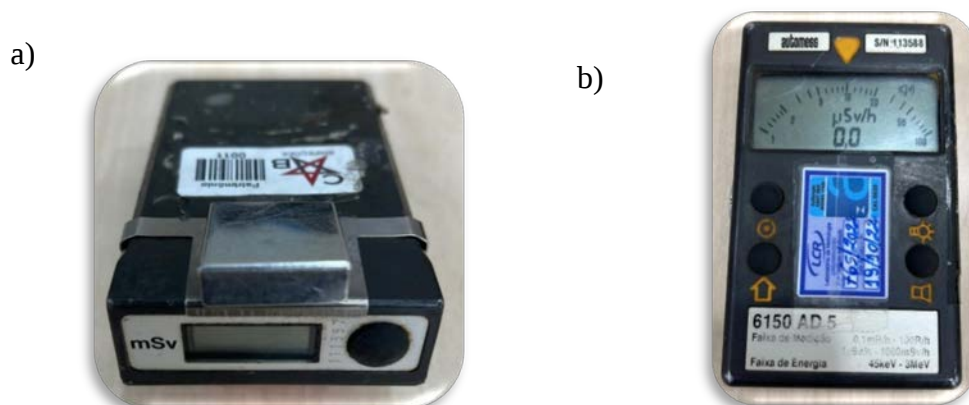


Figura 9: Detectores: a) *Bip Integrador de Dose*; b) *Geiger Müller portátil digital* (CARNEIRO, 2023).

2.4.3 Cintiladores

São detectores que utilizam materiais cintiladores para detecção da radiação. O material cintilador transforma a energia cinética da radiação incidente em luz detectável. A intensidade do flash de luz é proporcional à energia da radiação. Estes tipos de detectores possuem um dispositivo fundamental chamado de fotomultiplicadora, que transforma os sinais luminosos produzidos pela radiação, originalmente muito fracos, em sinais elétricos com intensidade suficiente para serem processados em um sistema de contagem ou espectroscopia. Neste trabalho, foram utilizados detectores de iodeto de sódio ativado com tálio - NaI(Tl), que são um dos materiais cintiladores inorgânicos mais utilizados pela sua boa resposta à radiação, pela facilidade de obtenção do cristal em peças grandes e do cristal dopado com tálio. O detector NaI(Tl) tem grande capacidade de produção de luz visível e resposta linear para um grande intervalo de energia de elétrons e raios gama. A Figura 10 a), b) e c) apresenta a foto dos dois modelos de cintilador utilizados neste trabalho.

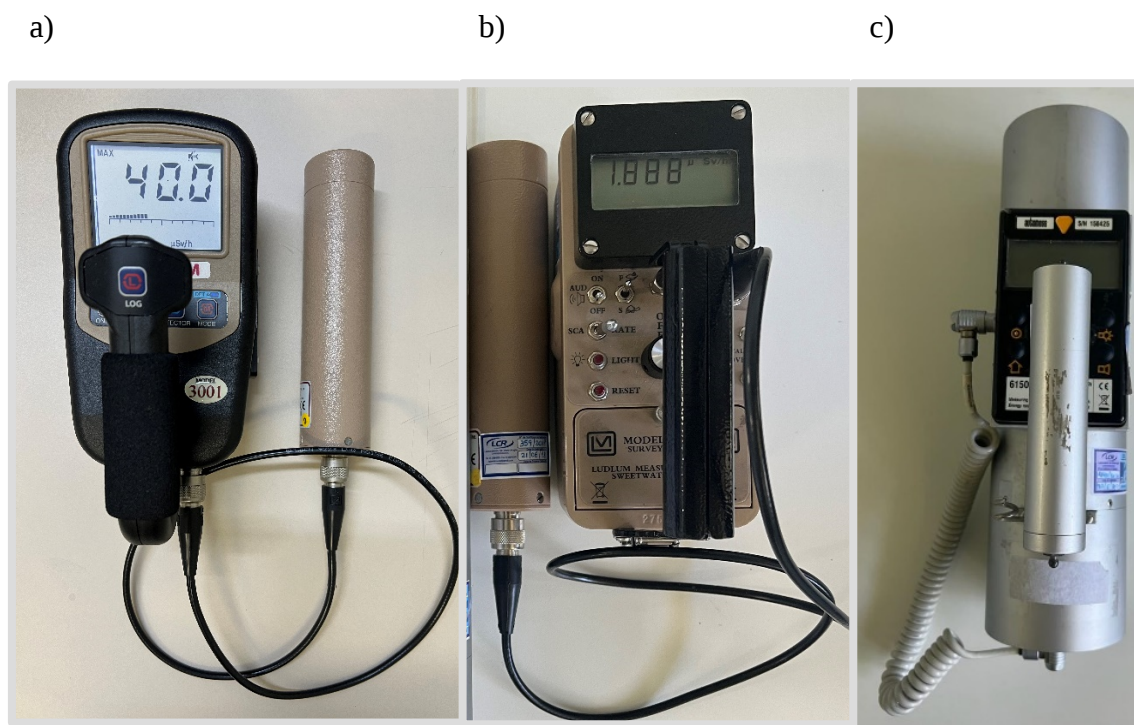


Figura 10: Detectores cintiladores: a) *Ludlum* modelo 3001; b) *Ludlum* modelo 2242-3; *Automess* modelo 6150 AD-b/H (TATIANA, 2023).

2.5 O CÓDIGO DE TRANSPORTE DE RADIAÇÃO MCNPX

O código computacional *Monte Carlo N-Particle eXtended* é baseado no Método Monte Carlo que considera os efeitos da interação da radiação com a matéria, sendo particularmente bem útil em problemas complexos que não podem ser modelados por códigos computacionais que utilizam métodos determinísticos. Este método é capaz de simular em sequência os eventos probabilísticos individuais que fazem parte de um processo. As distribuições de probabilidade que lideram estes eventos são amostradas estatisticamente para representar um determinado fenômeno, o qual está sendo simulado. Tal processo de amostragem estatística é baseado na seleção de pseudo-números aleatórios.

Em relação aos fótons, por exemplo, são levados em consideração o efeito Fotoelétrico, os espalhamentos *Rayleigh* e *Compton*, além da radiação de freamento (PELOWITZ, 2005).

Este código permite a construção de geometrias complexas e tridimensionais, fazendo com que seja uma ferramenta de importante relevância para modelagem de instalações nucleares, detectores de radiação, estudos de blindagem entre outras. Por ser um código bem fundamentado e validado, seus resultados e metodologia de cálculo são amplamente aceitos pela comunidade científica.

Outra vantagem deste código é a existência de um arquivo de entrada (INP) que contém informações sobre o problema em estudo, tais como a distribuição e energia da fonte, posição, superfícies e células, sem que seja requerido do usuário conhecimentos sobre linguagens de programação. Essas informações são divididas em três etapas: i) descrição das células; ii) descrição das superfícies; iii) descrição dos dados físicos.

i. Descrição das células:

Trata-se da construção da geometria do problema em questão. Esta etapa contém informações sobre o tipo de material e densidade de que cada célula é composta. Para essa representação geométrica, utilizam-se combinações de formas geométricas pré-definidas, tais como: esferas, planos, cilindros, cones e outras, que são selecionadas conforme descrito no item ii (Superfícies). As regiões são combinadas utilizando-se operadores booleanos (intercessão, complemento, união e a exclusão). Para cada célula é necessário atribuir: um número, que servirá como sua referência; o número do material do qual a célula é formada; a densidade; a lista dos operadores booleanos e superfícies indicativas daquela região (célula); e a importância da célula.

ii. Descrição das superfícies:

Esta etapa consiste da descrição das formas geométricas básicas que compõem cada célula. As formas geométricas são definidas por caracteres mnemônicos indicando o tipo de superfície, seguido de coordenadas que caracterizam seu posicionamento no espaço.

iii. Descrição dos dados físicos:

Os dados físicos definem o tipo de problema em estudo. Nesta etapa, a fonte é especificada de acordo com sua geometria (pontual, plana, volumétrica), posicionamento no espaço, direção de emissão (isotrópica ou colimada), tipo e energia da radiação. Além disso, alguns cartões de dados importantes incluem especificações das *tallies* (grandezas). Neste trabalho, foi utilizada a *tally* DE5 para representar a distribuição da energia do fóton emitido pela fonte de ^{192}Ir e a *tally* DF5 para representar os coeficientes de conversão para Dose Efetiva e Equivalente de Dose Ambiente, onde ambas são normalizadas em fluência de partículas incidentes, e são dadas em unidades de pSv cm^2 . A *tally* F5 foi utilizada para representar um detector pontual. Detectores pontuais estão baseados numa suposição de espalhamento isotrópico para contribuições de colisões dentro do regime modelo. Os materiais que compõem a célula são definidos conforme sua composição química (fração mássica e/ou fração atômica). Aqui também são inseridos o tipo de partícula a ser simulada e a forma de como serão analisadas, cortes de energia, número de histórias⁴ (*Number per histories*, NPS), etc. Desta forma, o código MCNPX é uma ferramenta bem consolidada e aceita na área científica, pois permite a realização de simulações de cenários realísticos.

O código MCNPX será utilizado neste trabalho com o objetivo de modelar a geometria de um *box* radiográfico e de uma fonte radioativa de ^{192}Ir , utilizados em operações de gamagrafia industrial. E a partir de medições experimentais realizadas na instalação, validar o modelo do *box* radiográfico.

⁴ O NPS especificado tem como objetivo definir a precisão e a flutuação estatística dos resultados. As respostas calculadas pelo código MCNPX também são acompanhadas pelo erro relativo, parâmetro que avalia a qualidade dos resultados obtidos.

2.5.1 COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE FLUÊNCIA EM EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE

Para estimar a taxa de Equivalente de Dose Ambiente apresentada pelos detectores nas medições experimentais, foram utilizados coeficientes de conversão, 10 keV a 1 MeV, de fluência em Equivalente de Dose Ambiente. No presente trabalho, foram utilizados os coeficientes de conversão recomendados pela publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1996) para converter fluência em Equivalente de Dose Ambiente em unidades de pSv.cm², conforme Tabela 6.

Tabela 6: Coeficientes de conversão de fluência de fótons em Equivalente de Dose Ambiente, em unidades de pSv.cm², (ICRP, 1996).

Energia do Fóton (E) (MeV)	DF(E) (pSv.cm ²)	Energia do Fóton (E) (MeV)	DF(E) (pSv.cm ²)
0,01	0,061	0,15	0,89
0,015	0,83	0,2	1,20
0,02	1,05	0,3	1,80
0,03	0,81	0,4	2,38
0,04	0,64	0,5	2,93
0,05	0,55	0,6	3,44
0,06	0,51	0,8	4,38
0,08	0,53	1,0	5,20
0,1	0,61		

2.5.2 COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE FLUÊNCIA EM DOSE EFETIVA

O código MCNPX é uma ferramenta capaz de simular o transporte de fótons através da matéria, fornecendo a fluência média de partículas e/ou fótons em um ponto, área ou volume. Assim, para estimar a dose ou taxa de dose num ponto do espaço onde supostamente estaria um trabalhador, é possível utilizar coeficientes de conversão, 10 keV a 10 MeV, de fluência em Dose Efetiva. No presente trabalho, também foram utilizados os coeficientes de conversão recomendados pela publicação nº 116 da ICRP (ICRP, 2010) para converter fluência em Dose Efetiva em unidades de pSv.cm², conforme Tabela 7.

Tabela 7: Coeficientes de conversão de fluência em Dose Efetiva, em unidades de pSv.cm², para partículas monoenergéticas incidentes na geometria ântero-posterior (AP) (ICRP, 2010).

Energia do Fóton (E) (MeV)	DF(E) (pSv.cm ²)	Energia do Fóton (E) (MeV)	DF(E) (pSv.cm ²)
0,01	0,0685	0,15	0,748
0,015	0,156	0,2	1,00
0,02	0,225	0,3	1,51
0,03	0,313	0,4	2,00
0,04	0,351	0,5	2,47
0,05	0,370	0,511	2,52
0,06	0,390	0,6	2,91
0,07	0,413	0,662	3,17
0,08	0,444	0,8	3,73
0,1	0,519	1,0	4,49

2.5.3. CÁLCULO ANALÍTICO DE DOSE EFETIVA

Para experimentos de validação da taxa de Equivalente de Dose Ambiente foi utilizada uma fonte de calibração de ¹³⁷Cs com atividade de 493,78 kBq ± 1,4% fabricada pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD).

2.5.3.1 Cálculo analítico das estimativas de Dose Efetiva.

Para realização de cálculos estimativos de Dose Efetiva a partir de uma fonte puntiforme utiliza-se as Equações 4 e 5. Quando há blindagem entre a fonte de radiação e o detector, a Dose Efetiva é calculada com o uso da Equação 4.

$$E_p = \frac{A \cdot CF_6 \cdot t \cdot (0,5)^{\frac{d}{d_{1/2}}}}{x^2}$$

Equação 4

Onde:

E_p é a dose efetiva devido à exposição a uma fonte puntiforme (mSv);
 A é a atividade da fonte radioativa (kBq);
 CF_6 é o fator de conversão (mSv.m²/kBq.h) (Tabela E1 - TECDOC 1162);
 x é a distância fonte-detector (metros);
 t duração da exposição (h);
 $d_{1/2}$ é a camada semi-redutora do material em relação à fonte radioativa (cm);
 d é a espessura da blindagem (cm).

E, quando não há blindagem entre a fonte e o detector, a Dose Efetiva é obtida pela Equação 5.

$$E_p = \frac{A \cdot CF_6 \cdot t}{x^2}$$

Equação 5

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização deste trabalho, foi criado um cenário de operação de gamagrafia dentro de um *box* radiográfico, localizado na empresa A⁵, com a exposição de uma fonte radioativa de ¹⁹²Ir. Inicialmente, três instrumentos de medição foram utilizados para mensurar a taxa de Equivalente de Dose Ambiente em pontos críticos da instalação (3 detectores cintiladores). Uma simulação matemática do *box* radiográfico foi realizada usando o código MCNPX e validada experimentalmente por meio da taxa de Equivalente de Dose Ambiente. Foi realizada a simulação de um detector pontual. O modelo matemático do *box* radiográfico foi desenvolvido no código MCNPX de acordo com as informações obtidas da instalação em relação aos materiais (concreto comum, aço carbono) utilizados em sua construção, visando obter as características do *box* da forma mais fidedigna possível, para que um estudo das taxas de Equivalente de Dose Ambiente em seu lado externo pudesse ser realizado, na comparação com os dados experimentais.

3.1 MATERIAIS

3.1.1 Irradiador de Gamagrafia

Para realização dos experimentos, foi utilizado um irradiador da Marca Sentinel, Modelo Sigma 880 (Figura 11), que ficou posicionado próximo à fonte, no solo, no interior do *box* radiográfico. O equipamento pesa aproximadamente 35 kg, sua blindagem é constituída de urânio exaurido e tem a capacidade máxima para armazenamento de fontes radioativas de ¹⁹²Ir de até 4810 GBq (130 Ci) de atividade. Ele foi utilizado para conexão do tubo-guia e do telecomando em suas extremidades dianteira e traseira, respectivamente, para exposição e recolhimento da fonte de volta para dentro de sua blindagem. No momento das irradiações, era realizado seu destravamento para liberar a fonte ao terminal de exposição.

⁵ Nome da empresa foi omitido por questões de confidencialidade.



Figura 11: Irradiador Sentinel utilizado nos experimentos (TATIANA, 2023).

3.1.2 Fonte Radioativa de ^{192}Ir e Detectores de Radiação

Uma fonte radioativa selada de ^{192}Ir adquirida no IPEN-SP com $677,47 \text{ GBq} \pm 10\%$ (18,31 Ci) e três detectores de radiação foram utilizados nos experimentos:

i) Monitor portátil digital baseado em detector cintilador NaI(Tl), marca *Ludlum*, modelo 3001 (D1) com as seguintes especificações técnicas:

- . Faixa de alta voltagem: 400 – 1500 Vdc;
- . Faixa limite: -4 a -100 mVdc;
- . Linearidade: leituras dentro de 10% do valor verdadeiro;
- . Corrente máxima: 50 mAdc;
- . Faixa de temperatura: - 20 a 50°;

ii) Monitor portátil digital baseado em detector cintilador NaI(Tl), marca *Automess*, modelo 6150 AD-b/H (D2) com as seguintes especificações técnicas:

. Faixa de energia e faixa angular: máximo de $\pm 40\%$ em qualquer energia e direção dentro de faixas de 20 keV e 7 MeV, e $\pm 60\%$ (a direção 0° é perpendicular à face frontal circular);

. Linearidade da medida da taxa de dose: desvio tipicamente de $\pm 5\%$, máximo de $\pm 10\%$, calibração com ^{137}Cs ;

. Faixa de temperatura: - 20 a 50° , desvio máximo $\pm 10\%$ em relação à indicação a 20° ;

. Umidade: faixa nominal 0 a 95% dentro da faixa de temperatura especificada.

iii) Monitor portátil digital baseado em detector cintilador NaI(Tl), marca *Ludlum*, modelo 2241-3 (D3) com as seguintes especificações técnicas:

. Linearidade: as leituras estão dentro de 10% do valor verdadeiro com um detector conectado;

. Leitor digital: pode marcar em R/h, Sv/h e seus submúltiplos, cpm;

. Discriminador/ Sensibilidade de entrada: 2 a 100 mV, resposta de pulso negativa;

. Alta voltagem: 400 - 2500 volts, regulado dentro de 0,2% a 1000 Vdc, carga máxima de 50 μA ;

. Faixa de temperatura: -20 a 50° ;

. Máxima umidade relativa de menos de 95% (sem condensação).

Vale destacar que o *Geiger* Marca *Automess*, modelo 6150 AD-b/H (D2) foi devidamente calibrado no laboratório de ciências radiológicas da UERJ (LCR), enquanto o Cintilador digital da marca *Ludlum*, modelo 3001 (D1) possui calibração do fabricante.

O Cintilador digital da marca *Ludlum*, modelo 2241-3 (D3) também foi calibrado no laboratório de ciências radiológicas da UERJ (LCR).

3.1.3 Box Radiográfico

O *box* radiográfico investigado neste trabalho é definido como uma Instalação para Operação Tipo III (antiga Instalação Aberta) (CNEN NN-6.04, 2013), visto que este tipo de instalação tem a característica de possuir proteção específica para cada eventual situação. Ele é uma instalação fixa construída de forma definitiva, como local de operações de radiografia ou de gamagrafia. O modelo do *box* radiográfico analisado é um recinto fechado, sem janelas, tem paredes e teto de concreto comum, seu teto é fechado, possui um único vão de acesso/entrada por um portão de acesso de aço carbono com uma porta de entrada menor para o acesso de pessoas. Neste portão há uma placa com os dizeres: “ATENÇÃO – SOMENTE PESSOAL AUTORIZADO”, como forma de limitar o acesso somente a pessoas que estejam envolvidas com os serviços de radiografia e gamagrafia (Figura 12a). A Figura 12b apresenta a vista lateral do *box* radiográfico.

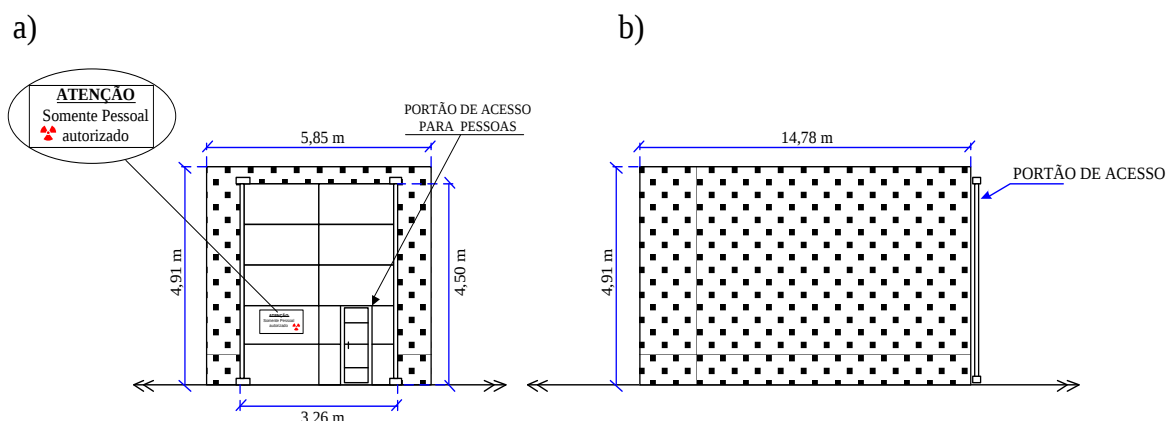


Figura 12: Vistas do *box* radiográfico: a) Frontal; b) Lateral (TATIANA, 2023).

3.2 METODOLOGIA

Inicialmente, foi realizada uma comparação teórica por meio de equações analíticas e o código MCNPX visando validar o modelo matemático por meio da Dose Efetiva. Para o cálculo dos valores analíticos foi utilizada a Equação 5, descrita no item 2.5.3.1. Nesta

etapa, treze pontos de medições foram analisados (K1 até K13). Depois desta etapa, foi realizada uma validação experimental do modelo matemático desenvolvido no código MCNPX considerando o registro da fluência de fótons em um detector puntiforme com a obtenção da grandeza de interesse fornecida pelo código. Por fim, realizou-se um experimento utilizando detectores cintiladores (D1), (D2) e (D3) (ver seção 3.1.2), assim como uma fonte radioativa de ^{137}Cs de 493,78 kBq de atividade.

Os experimentos foram realizados em três distâncias fonte-detector, 10, 20 e 30 cm (X1, X2, X3), confirmadas com uso de régua, tendo as taxas de Equivalente de Dose Ambiente sido registradas pelos detectores. Uma única medição para cada detector foi realizada por um período de 30 segundos. Considerando a variação estatística da resposta do detector de radiação, foram registradas 15 leituras das taxas de Equivalente de Dose Ambiente apresentadas por cada detector. Ao final, foram calculados sua média, desvio-padrão e erro relativo. Os valores observados foram comparados com os valores apresentados no modelo matemático.

3.2.2 MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS

Foi criado um cenário para realização das medições experimentais baseado nos ensaios radiográficos normalmente realizados pela empresa **A**. Neste cenário, a fonte de irradiação ficou posicionada dentro do *box* radiográfico, a 4 metros de distância do seu portão de acesso, com o terminal de exposição (ver Figura 6, seção 2.1) posicionado a 1 metro de altura do solo, conforme Figura 13.

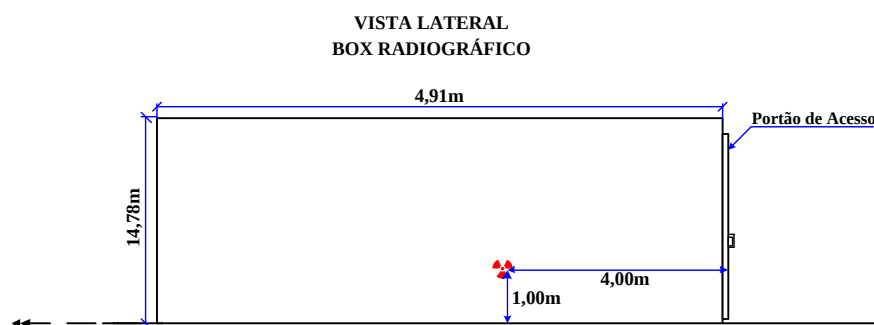


Figura 13: Posição do terminal de exposição. Trifólio representa a fonte (TATIANA, 2023).

As medições foram realizadas em 4 posições externamente ao portão do *box* radiográfico. Em todos os experimentos, os detectores foram posicionados a 1 metro de altura do solo, na direção da do terminal de exposição. Os detectores foram posicionados em 4 posições distintas da face externa do portão de acesso para as medições: encostados na face externa do portão de acesso do *box* radiográfico (P0), a 1 metro do portão (P1), a 2 metros do portão (P2) e a 4 metros do portão (P3) como podem ser observados na Figura 14. Para cada posição dos detectores, as distâncias e altura eram confirmadas com o uso de uma trena. Para cada ponto de medição (P0, P1, P2 e P3) as leituras da taxa de Equivalente de Dose Ambiente foram registradas por um período de 30 segundos e posteriormente foram calculados seus valores médios e o desvio padrão. Vale ressaltar que foram realizadas medições ao redor (laterais e fundo) do *box* radiográfico, no entanto a taxa de Equivalente de Dose Ambiente registrada foi zero.

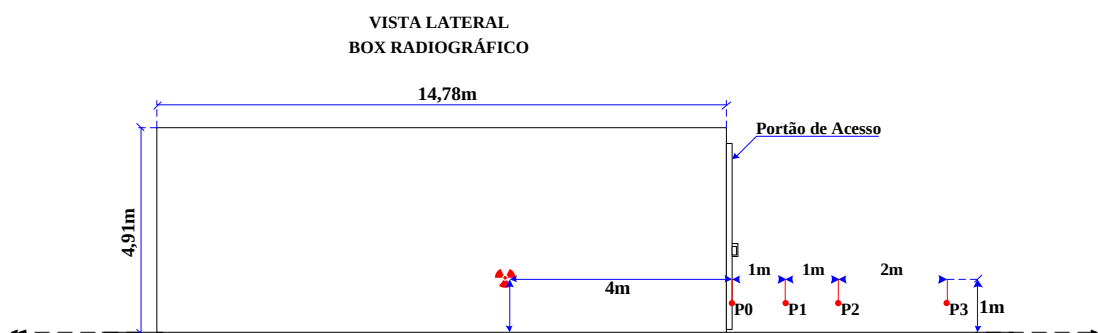


Figura 14: Desenho esquemático dos pontos de medição das Taxas de Equivalente de Dose ambiente com o detector (posições P0, P1, P2 e P3) e a fonte (trifólio) posicionados a 1 metro do solo (TATIANA, 2023).

3.2.3 MODELAGEM MATEMÁTICA

Para comparação dos valores experimentais com os valores encontrados nas simulações do Monte Carlo por meio do código MCNPX foram definidos alguns pontos de medição externamente à instalação para verificação dos valores de taxa de Equivalente de Dose Ambiente registrados nos detectores. Também foram definidas as características dos materiais e fonte radioativa utilizados para o modelo matemático, visando tornar o modelo matemático o mais real possível.

3.2.3.1 Modelagem da Fonte de ^{192}Ir e Detectores

Um modelo matemático da fonte radioativa selada de ^{192}Ir foi desenvolvido com o uso do código MCNPX. A fonte radioativa selada de ^{192}Ir (energia predominante de 370 keV, com percentual de 83% de probabilidade emissão), possui densidade de 22,65 g/cm³, sendo fabricada no formato de discos (material radioativo), fica posicionada dentro de uma cápsula de aço inoxidável 304, com densidade de 8.03 g/cm³, sua composição é apresentada na Tabela 8 (McCONN *et al.*, 2021).

Tabela 8: Composição da cápsula da fonte de aço inoxidável (McCONN Jr. *et al.*, 2021).

Elemento	Percentual da Composição Elementar	Número atômico
Carbono	0,08%	6000
Manganês	2%	25000
Fósforo	0,045%	15000
Enxofre	0,03%	16000
Silício	1%	14000
Cromo	19%	24000
Níquel	9,5%	28000
Ferro	68%	26000

Este material radioativo é acomodado sobre uma mola de aço em espiral de 0,57 cm de altura, utilizada para prensá-lo contra a extremidade superior do encapsulamento e uma rosca na base, com 0,12 cm de altura, para fixação ao cabo flexível. A parte inferior do encapsulamento é rosqueada e travada em um cabo flexível (porta-fonte), hermeticamente selada por soldagem possuindo lateralmente espessura de 0,11 cm e superiormente espessura de 0,16 cm. Possui 0,53 cm de diâmetro interno, 0,75 cm de diâmetro externo e um compartimento para os discos radioativos com 0,8 cm de altura. Esta geometria está representada na Figura 15. A cabeça do encapsulamento é esférica. Os discos da fonte foram considerados um único cilindro, assim como a mola.

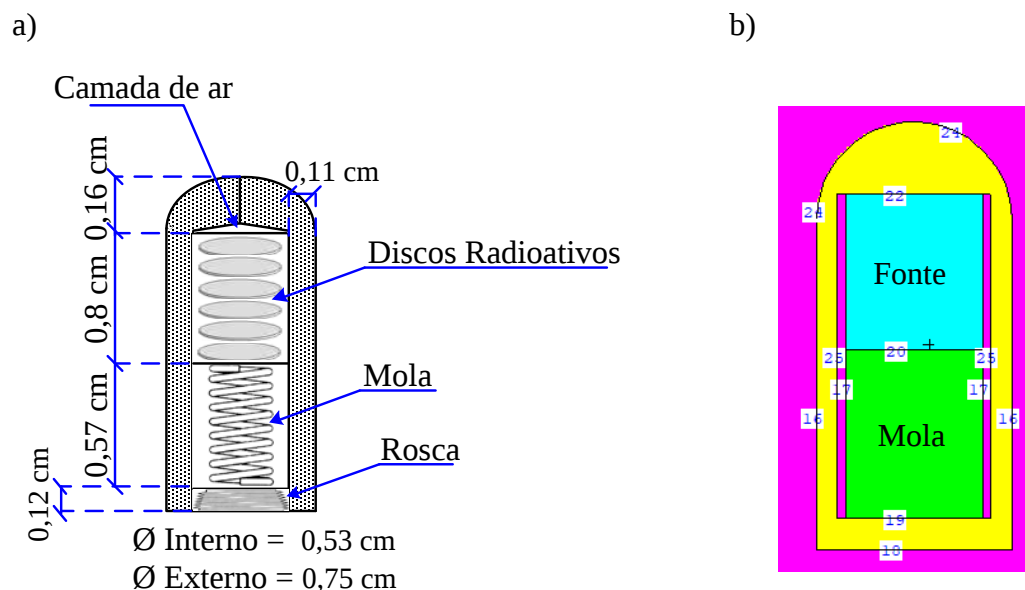


Figura 15: Representação esquemática da fonte de ^{192}Ir : a) modelo real; b) modelo simulado no código MCNPX (TATIANA, 2023).

Para inserção do bloco de dados da fonte no modelo matemático foram utilizadas as seguintes informações da fonte volumétrica cilíndrica de ^{192}Ir utilizada neste estudo:

- MODE: P (fótons);
- ERG=D1, onde D1 está diretamente relacionado ao SI1 (energias discretas da fonte) e ao SP1 (probabilidade de emissão das energias da fonte, por ser uma fonte polienergética);
- RAD=D2, onde D2 está associado ao SI2 (raio do cilindro da fonte);
- EXT=D3, cujo D3 está associado ao SI3 (altura do cilindro da fonte);
- PAR=2 (tipo de partícula emitida pela fonte – fótons).

Para a modelagem dos detectores de radiação foi utilizada a tally F5 que representa a fluência de fótons em um ponto (detector pontual). A Dose Efetiva e o Equivalente de Dose Ambiente podem ser obtidos modificando a tally F5 com os cartões DE e DF utilizando fatores de conversão adequados. Os dados de distribuição de energia dos fótons foram acrescentados através da tally DE5. Na comparação dos cálculos analíticos com o código MCNPX, foram utilizados os coeficientes de conversão de fluência em Dose Efetiva (pSv.cm^2) recomendados pela ICRP 116, 2010, conforme Tabela 7, seção 2.5.1. Assim, é possível estimar a Dose Efetiva de trabalhador, a partir do uso de conversores

de fluência em Dose Efetiva. Para comparação das taxas de Equivalente de Dose Ambiente apresentadas pelos detectores nas medições experimentais com o código MCNPX, foram utilizados os coeficientes de conversão de fluência em Equivalente de Dose Ambiente (pSv.cm^2) recomendados pela ICRP 74, 1996, conforme Tabela 6, seção 2.5.1.

3.2.3.2 Modelagem do Box Radiográfico

O modelo matemático do *box* radiográfico em estudo, (conforme Figura 12, seção 3.1.3) tem altura interna do teto de 4,52 m, altura externa do teto 4,91 m, suas paredes são construídas com concreto comum, com densidade de $2,35 \text{ g/cm}^3$. A composição do concreto é apresentada na Tabela 9 (McCONN *et al.*, 2021).

Tabela 9: Composição do box radiográfico de concreto comum (McCONN *et al.*, 2021).

Elemento	Percentual da Composição Elementar	Número Atômico
Hidrogênio	0,84%	1000
Carbono	0,05%	6000
Oxigênio	0,47%	8000
Magnésio	2,4%	12000
Alumínio	3,6%	13000
Silício	14%	14000
Enxofre	0,29%	16000
Potássio	0,1%	19000
Cálcio	0,24%	20000
Ferro	1%	26000

Um diagrama da vista superior do *box* radiográfico é apresentado na Figura 16. As paredes apresentam espessura mínima de concreto de 0,92 m. A área interna é de 55 m^2 . O comprimento externo é de 14,78 m e a largura externa é de 5,85 m. Seu portão de acesso é de aço carbono, com densidade de $7,82 \text{ g/cm}^3$, com espessura de 0,041 m, largura de 3,26 m e altura de 4,5 m. Vale destacar que uma pequena fresta, entre portão e solo, não foi considerada no modelo.

O modelo matemático desenvolvido no código MCNPX (*box* radiográfico) foi validado experimentalmente pelo Equivalente de Dose Ambiente.

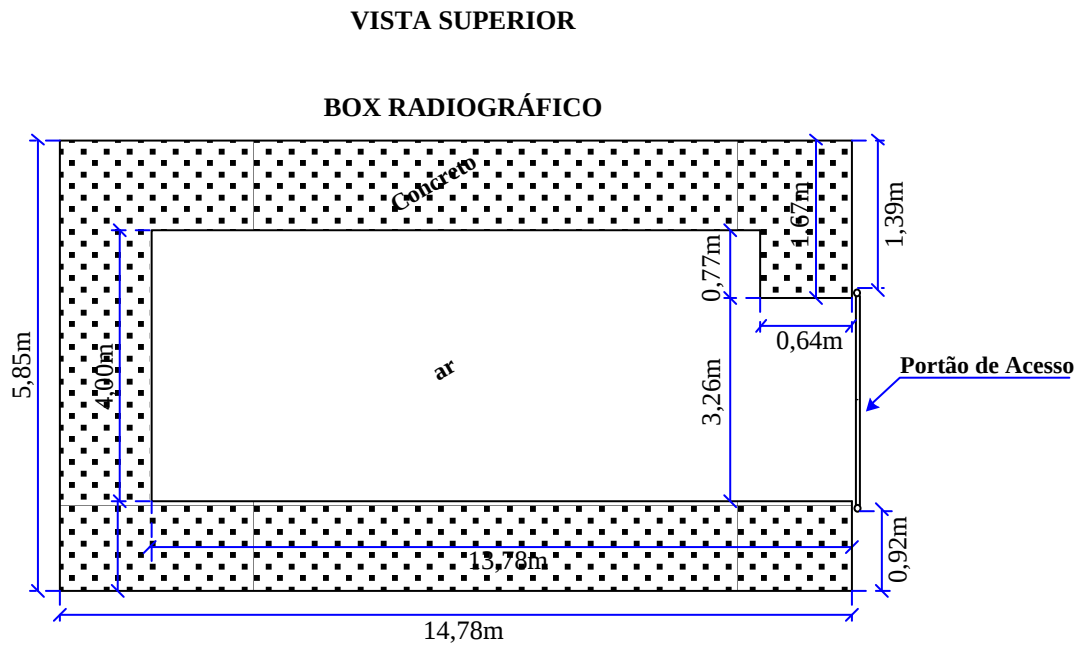


Figura 16: Medidas do Box Radiográfico (TATIANA, 2023).

Foi realizado um experimento no *box* radiográfico, com a utilização de uma fonte de ^{192}Ir com atividade de $677,47 \text{ Gbq} \pm 10\%$ (18,31 Ci) exposta dentro do *box* radiográfico, sem colimador, simulando uma situação mais crítica de operação e dois detectores cintiladores digitais (D1 e D3).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dados apresentados neste capítulo representam o resultado da simulação de um *box* radiográfico utilizado em operações de gamagrafia. Primeiramente, foram realizadas simulações com fonte de ^{137}Cs para validação do detector pontual e validação analítica das Doses Efetivas. Foram utilizados três detectores cintiladores. Posteriormente, foram realizadas medições experimentais em pontos pré-estabelecidos e as taxas de Equivalente de Dose Ambiente foram avaliadas. Foi proposto um cenário com fonte exposta, sem colimador, dentro do *box* radiográfico. As simulações foram realizadas por meio do código MCNPX, com geometria descrita no item 3.4.

4.1 VALIDAÇÃO TEÓRICA E EXPERIMENTAL DO MODELO MATEMÁTICO VIA DOSE EFETIVA E TAXA DE EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE

A validação teórica do modelo matemático desenvolvido no código MCNPX foi realizada utilizando equações analíticas para Dose Efetiva com os detectores em treze posições distintas (K1 até K13). Os resultados são apresentados na Tabela 10. Pode-se observar uma média de erros relativos de 30%, indicando uma boa aproximação entre os resultados obtidos pela equação analítica e o código MCNPX.

Os resultados para as equações analíticas têm um erro máximo de 17,93% na distância fonte-detector de 10 cm. De modo geral, a concordância da taxa de Equivalente de Dose Ambiente usando a solução analítica e pela modelagem matemática apresentaram uma média em torno de 17,66%. O modelo matemático desenvolvido no código MCNPX para cálculo da Dose Efetiva foi bem elaborado, no entanto, há necessidade de mais investigações para melhorar a concordância entre os cálculos analíticos e os resultados apresentados no MCNPX. No entanto, tais resultados são satisfatórios para a continuidade da pesquisa. O erro relativo máximo nas simulações com o código MCNPX foi de 0,06%, o qual foi executado com NPS de $1\text{E}9$.

Tabela 10: Comparação dos resultados de Dose Efetiva.

PM	DFD (cm)	Dose Efetiva		ER ₁ ** (%)
		Cálculo Analítico	MCNPX* (μSv/h)	
K1	10	2,96	3,61	17,93%
K2	20	0,76	0,93	17,93%
K3	30	0,34	0,41	17,92%
K4	40	0,19	0,23	17,93%
K5	50	0,12	0,15	17,92%
K6	60	0,086	0,10	17,91%
K7	70	0,063	0,08	17,91%
K8	80	0,048	0,06	17,90%
K9	100	0,031	0,04	17,89%
K10	400	0,0020	0,0024	17,54%
K11	500	0,0012	0,0015	17,33%
K12	600	0,0009	0,0010	17,15%
K13	800	0,0005	0,0006	16,35%

* Foram considerados o tempo de decaimento e a taxa de emissão da fonte radioativa.

**ER₁ – Erro relativo MCNPX em relação à Equação Analítica (Equação 5).

O passo seguinte visou validar experimentalmente o modelo matemático por meio da taxa de Equivalente de Dose Ambiente. Foram utilizados três detectores cintiladores (D1, D2, D3) em três posições distintas (X1, X2, X3) e uma fonte de calibração de ¹³⁷Cs (493,78 kBq), (atividade corrigida para o dia do experimento), conforme listados no item 3.1.2. Os resultados desta validação experimental são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11: Valores de taxa de equivalente de dose ambiente obtidos pelos detectores D1, D2 e D3 para diferentes distâncias fonte/detector (DFD), desvios padrão e erros relativos.

PM	DFD (cm)	Taxa de Equivalente de Dose Ambiente (μSv/h)			ER* (%)			
		Experimental			MCNPX	ER ₁	ER ₂	ER ₃
		D1	D2	D3				
X1	10	3,5 ± 0,1	2,7 ± 0,1	2,1 ± 0,1	4,252	17,68	36,50	50,61
X2	20	1,45 ± 0,04	1,09 ± 0,01	0,91 ± 0,04	1,091	-32,86	0,13	16,62
X3	30	0,89 ± 0,04	0,66 ± 0,01	0,58 ± 0,03	0,489	-81,87	-34,87	-18,52

*ER₁ – Erro relativo MCNPX em relação ao experimental obtido pelo detector D1.

*ER₂ – Erro relativo MCNPX em relação ao experimental obtido pelo detector D2.

*ER₃ – Erro relativo MCNPX em relação ao experimental obtido pelo detector D3.

Analisando a Tabela 11, observa-se que o erro relativo apresenta uma grande variação por todos os detectores. Os resultados experimentais dos detectores D2 e D3 apresentam valores bem mais próximos entre si do que em relação ao D1. Além disso, vale ressaltar que por questões de liberação do equipamento pela empresa proprietária, D2 não foi utilizado no experimento do *box* radiográfico. Pode-se notar que D1 superestimou a

maioria dos resultados, este monitor foi importado e veio com sua calibração fornecida pelo fabricante do equipamento. Os resultados de D2 apresentam erro relativo médio de 23,83%, enquanto D3 apresentou erro relativo médio de 28,59% para as três posições (X1, X2 e X3). Importante destacar, que o modelo matemático, com o uso da *tally* F5, utilizou um detector pontual. Este estimador deve ser utilizado em condições homogêneas de feixe, percebe-se que para X1 (10 cm), há possibilidade de espalhamentos o que pode indicar o maior erro para distâncias pequenas. Esta etapa visou avaliar a potencialidade do código no cálculo da grandeza de interesse, ainda que o cenário real seja diferente.

Para melhor analisar os dados apresentados na Tabela 11 foi plotado um gráfico com as três posições (X1, X2, X3) dos detectores, que é apresentado na Figura 17.

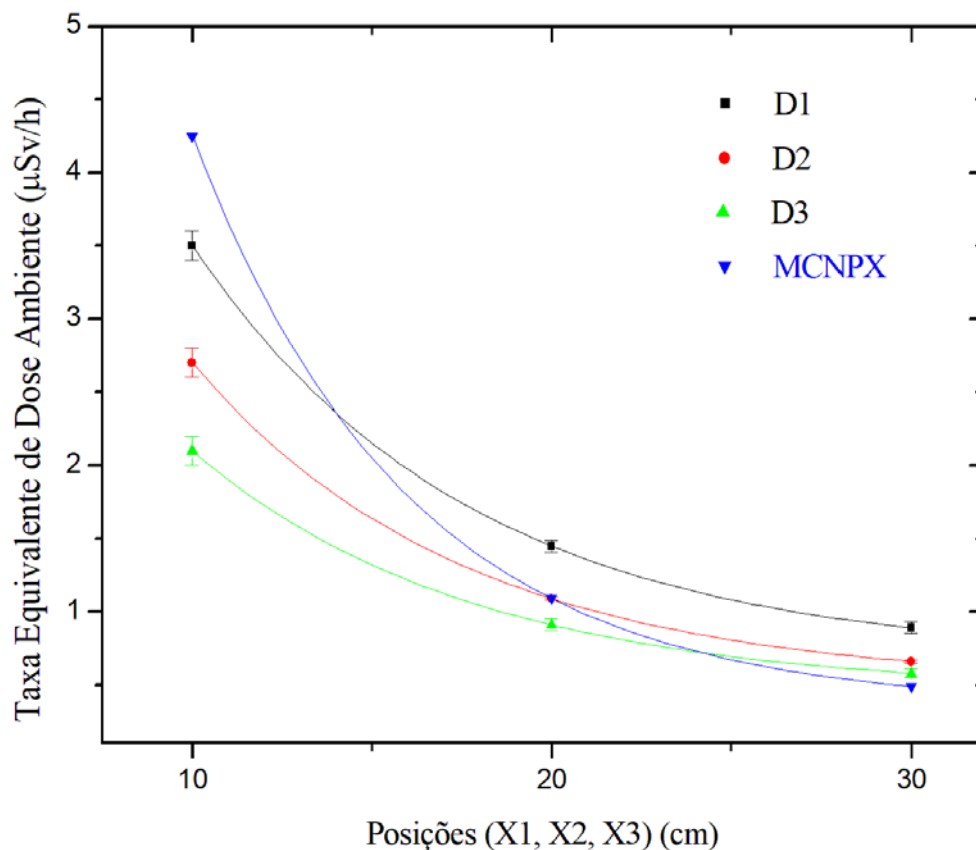


Figura 17: Taxa Equivalente de Dose Ambiente medidas experimentalmente para três posições distintas usando três monitores (D1, D2, D3) e os valores calculados usando o código MCNPX.

Pode-se observar que os valores das taxas de Equivalente Dose Ambiente, tanto das medições experimentais, quanto do modelo matemático diminuem exponencialmente à medida que o detector se encontra mais distante da fonte de irradiação. Um excelente

ajuste foi obtido ajustando os dados a uma função exponencial decrescente descrita na Equação 6. O coeficiente de regressão (R^2) foi de 1 para todas as curvas e seus coeficientes são apresentados na Tabela 12.

$$Y = y_0 + A_1 \cdot e^{(-x/t_1)}$$

Equação 6

Tabela 12: Valores dos coeficientes da função exponencial ajustada.

Coeficientes	Valores			
	Curva 1 (preto)	Curva 2 (vermelho)	Curva 3 (verde)	Curva 4 (azul)
y_0	0,67953	0,50331	0,45337	0,40936
A_1	10,32493	8,22483	5,93784	24,0944
t_1	7,70619	7,57459	7,79657	6,03151

4.2 RESULTADOS OBTIDOS NAS MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS DO CENÁRIO PROPOSTO NO BOX RADIOGRÁFICO

Neste experimento foi utilizada uma fonte de ^{192}Ir com atividade de $677,47 \text{ Gbq} \pm 10\%$ (18,31 Ci), exposta no interior do *box* radiográfico, simulando situação de operação mais crítica, ou seja, sem colimador. A Tabela 13 apresenta os pontos de medição (PM) com o uso dos detectores D1 e D3 listados na seção 2.4.3, os valores das taxas de Equivalente de Dose Ambiente e os valores do código MCNPX no cenário proposto. O valor final representa uma média de leituras registradas por 30 segundos para cada ponto de medição (P0, P1, P2, P3). Foram registrados valores de taxa de Equivalente de Dose Ambiente para cada distância fonte-detector (DFD) e, posteriormente, a sua média e desvio padrão foram calculados. Número de histórias de $1\text{E}9$, com erro relativo do código MCNPX de 10,22% (P0), 0,16% (P1), 0,11% (P2) e 0,09% (P3).

Tabela 13: Valores de taxa de Equivalente de Dose Ambiente apresentados por D1 e D3, considerando coeficientes de conversão (ICRP 74).

PM	DFD (m)	Taxa de Equivalente de Dose Ambiente ($\mu\text{Sv/h}$)		ER* (%)		
		Experimental		MCNPX**	ER ₄	ER ₅
		D1	D3			
P0	4,0	249 $\pm$ 2	163 $\pm$ 2	225,3 $\pm$ 0,1	9,50%	37,97%
P1	5,0	241 $\pm$ 4	146 $\pm$ 1	123,36 $\pm$ 0,01	48,90%	15,51%
P2	6,0	148 $\pm$ 2	88 $\pm$ 1	77,24 $\pm$ 0,01	47,89%	12,30%
P3	8,0	70 $\pm$ 1	39 $\pm$ 1	37,60 $\pm$ 0,01	45,80%	4,81%

*ER₄ – Erro relativo MCNPX em relação ao experimental obtido pelo detector D1.

*ER₅ – Erro relativo MCNPX em relação ao experimental obtido pelo detector D3.

** Equivalente de Dose Ambiente.

Os valores apresentados pelo código MCNPX subestimaram os valores do monitor D1 em todos os pontos de medição e subestimaram os valores do monitor D3 na maioria das posições. O ponto de medição P0 foi o que apresentou erro relativo menor (9,50%) para o monitor D1, enquanto o ponto de medição P3 foi o que apresentou erro relativo menor (4,81%) para o monitor D3. Os resultados para o Equivalente de Dose Ambiente apresentados pelo detector D3 apresentam uma média de 17,65 %, enquanto para D1 a média foi de 38,02%.

Plotando os dados da Tabela 13, podemos observar que os valores das taxas de Equivalente de Dose Ambiente do modelo matemático se aproximam dos valores das medições experimentais, com a mesma ordem de grandeza.

Pode-se observar visualmente que, de fato, os valores calculados pelo código MCNPX são subestimados em relação aos monitores D1 e D3, a partir de P0 e estão com maior concordância com os valores apresentados pelo monitor D3.

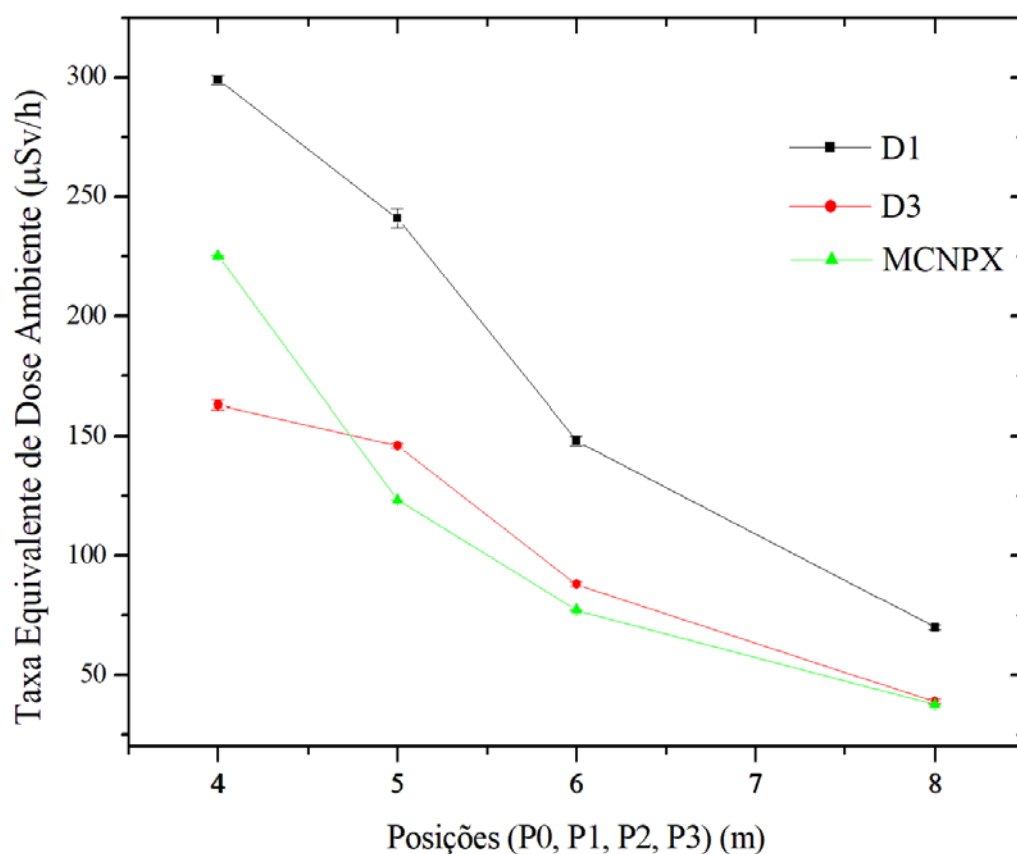


Figura 18: Taxa Equivalente de Dose Ambiente medida experimentalmente para quatro posições distintas usando monitores D1 e D3, e valores obtidos usando o código MCNPX.

Uma análise sob o ponto de vista de proteção radiológica foi realizada estimando a Dose Efetiva a partir de coeficientes de conversão apresentados na ICRP 116. Os resultados são apresentados na Tabela 14.

Tabela 14: Valores de taxa de Equivalente de Dose Ambiente apresentados por D1 e D3 e Dose Efetiva apresentada pelo código MCNPX, considerando coeficientes de conversão (ICRP 116).

PM	DFD (m)	Taxa de Equivalente de Dose Ambiente (μSv/h)			ER* (%)	
		Experimental		MCNPX**	ER ₄	ER ₅
		D1	D3			
P0	4,0	249 ± 2	163 ± 2	154,97 ± 0,07	37,76%	5,11%
P1	5,0	241 ± 4	146 ± 1	103,62 ± 0,01	57,08%	29,03%
P2	6,0	148 ± 2	88 ± 1	64,49 ± 0,01	56,19%	26,27%
P3	8,0	70 ± 1	39 ± 1	31,69 ± 0,02	54,43%	19,98%

*ER₄ – Erro relativo MCNPX em relação ao experimental obtido pelo detector D1.

*ER₅ – Erro relativo MCNPX em relação ao experimental obtido pelo detector D3.

**Dose Efetiva.

Em todos os pontos de medição, os valores do código MCNPX subestimaram os valores apresentados pelo monitor D1. O ponto de medição P0 foi o que apresentou erro relativo menor (5,11%) para o monitor D3. Os resultados para o Equivalente de Dose Ambiente apresentados pelo detector D3 apresentam uma média de erro relativo de 20,09%, enquanto para D1 a média de erro relativo foi de 51,36%. Os valores de Dose Efetiva apresentados pelo código MCNPX subestimaram os valores de Equivalente de Dose Ambiente em média, em torno de 20%.

A Figura 19 apresenta os valores de Equivalente de Dose Ambiente e Dose Efetiva para as posições P0, P1, P2 e P3, considerando os coeficientes de conversão obtidos pelas ICRP 74 e 116, respectivamente. Os resultados indicam, que de fato, a grandeza Equivalente de Dose Ambiente superestima os valores da Dose Efetiva.

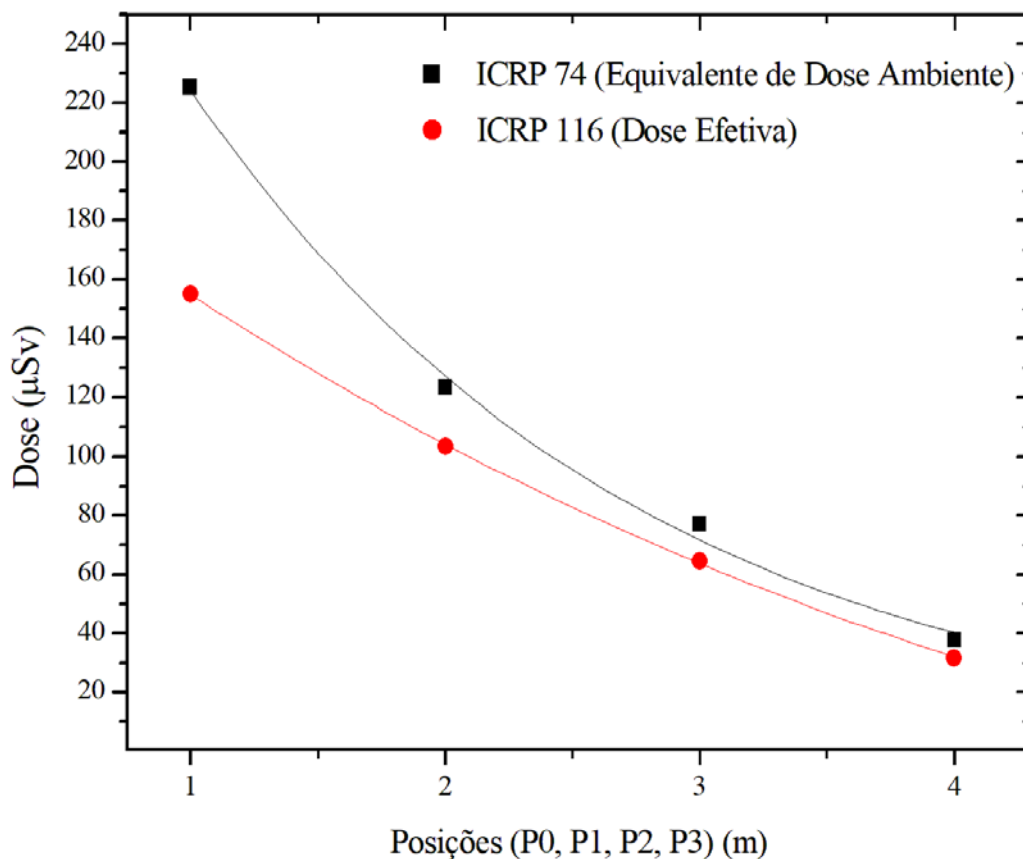


Figura 19: Relação entre Equivalente Dose Ambiente e Dose Efetiva.

4.2.1 Análise sob o ponto de vista de Proteção Radiológica

Segundo a Norma CNEN-NN-3.01, o limite anual de dose para o Indivíduo do Público (IP) é de 1 mSv e para o Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (IOE) é de 20 mSv, sendo uma média aritmética em 5 anos consecutivos. Um quadro comparativo entre os limites de dose anuais, horários e os valores medidos pelos detectores D1 e D3 é apresentado na Tabela 15.

Tabela 15: Comparação dos limites anuais de dose para IP e IOE e os valores medidos pelos detectores D1 e D3.

	Limite		Equivalente de Dose Ambiente ($\mu\text{Sv/h}$)							
	Anual (mSv)	Horário (μSv)	D1				D3			
			P0	P1	P2	P3	P0	P1	P2	P3
IP	1	0,5	249	241	148	69	163	146	88	39
IOE	20	10								

Analisando esses resultados, pode-se observar que os valores de dose apresentados pelos detectores D1 e D3 ultrapassam significativamente o limite horário tanto para IP quanto para IOE em todas as posições. Mesmo que o limite horário seja muito maior do que o limite estabelecido por norma, é possível realizar uma estimativa de tempo de permanência dos IP e IOE. Por exemplo: um quarto ponto de medição à 5 metros (P4) foi calculado por meio de ajuste de uma função exponencial decrescente cujo resultado foi de 20 $\mu\text{Sv/h}$ e 9 $\mu\text{Sv/h}$ para detectores D1 e D3, respectivamente. Neste caso, considerando o limite horário para IOE, uma barreira de isolamento pode ser posicionada à 5 metros para valores medidos com o D3.

4.2.2 Cálculo estimativo de taxa de Equivalente de Dose Ambiente para exposições com fonte de ^{192}Ir de 130 Ci

Visando alertar os trabalhadores sobre riscos da radiação, um cenário com o uso de uma fonte radioativa de ^{192}Ir de 130 Ci, capacidade máxima do irradiador de gamagrafia, exposta dentro do bunker, sem colimador também foi avaliado utilizando o código MCNPX. Os resultados para este cenário são apresentados na Tabela 16.

Tabela 16: Comparação dos valores de Dose Efetiva Anual com os valores simulados pelo código MCNPX.

	Limite		Equivalente de Dose Ambiente - MCNPX			
	Anual (mSv)	Horário (μ Sv)	(μSv/h)			
			P0	P1	P2	P3
IP	1	0,5				
IOE	20	10	1600	876	548	267

Na prática, isto significa que o indivíduo do público teria cerca de 54 segundos para passar pelo ponto de medição P3. Enquanto para o IOE, nas operações rotineiras de gamagrafia, normalmente o trabalhador fica posicionado atrás da parede de concreto do *box* radiográfico, minimizando os efeitos da radiação. Caso não existisse essa “blindagem” ficaria inviável realizar qualquer operação de gamagrafia com uma fonte dessa atividade, por que ele só teria cerca de 18 minutos para cumprir a programação das peças a serem radiografadas. Deve-se ressaltar que ainda é necessário um tempo mínimo (alguns segundos) para expor e recolher a fonte de volta para a blindagem do irradiador e esta operação normalmente precisa ser repetida algumas vezes conforme o número de ensaios. Outro fato é que o cabo de comando (cabo propulsor) tem 8 metros de comprimento, limitando a distância do operador à fonte de irradiação. Importante ressaltar que os valores do código MCNPX representam uma estimativa de Equivalente de Dose Ambiente.

5 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

Neste trabalho, foi montado um cenário experimental com exposição de uma fonte radioativa de ^{192}Ir para medição da taxa de Equivalente de Dose Ambiente em quatro pontos críticos pré-estabelecidos e os valores medidos foram comparados aos valores obtidos no código MCNPX.

i) Potencialidade do código MCNPX

O modelo matemático dos detectores, desenvolvido no código MCNPX, utilizou um detector virtual puntiforme devidamente validado. A validação teórica utilizando a fonte de ^{137}Cs por meio de cálculos analíticos apresentou uma boa concordância com os valores obtidos pelo código MCNPX, apresentando uma média de erro relativo de 17,66% em todos os treze pontos de medição (K1 a K13), indicando que o modelo matemático desenvolvido foi bem elaborado. Isto indica que a ferramenta possui potencial para ser utilizada em substituição aos cálculos analíticos realizados rotineiramente para estimativas de dose com uso de fontes de ^{137}Cs . A validação experimental realizada com três detectores cintiladores e uma fonte de calibração de ^{137}Cs para medição da taxa de Equivalente de Dose Ambiente apresentou uma concordância de 25,26 % com o detector D2 e de 29,30% com o detector D3, indicando que o detector virtual precisa ser mais bem avaliado, com realização de novas simulações para avaliação dos novos resultados.

ii) Comparação entre as taxas de Equivalente de Dose Ambiente apresentadas pelo código MCNPX e medições experimentais no *box* radiográfico

Pela análise dos resultados das taxas de Equivalente de Dose Ambiente obtidos na simulação com o código MCNPX e nas medições experimentais do *box* radiográfico, foi observado que os valores apresentados pelo detector D3 (média de 17,65%) tiveram uma razoável concordância com o modelo matemático, apresentando valores na mesma ordem de grandeza, indicando que o modelo matemático apresentou resultados bem próximos aos do cenário real, podendo ser uma ferramenta potencial na validação das instalações industriais utilizadas em operações de gamagrafia, mas há necessidade de avaliar as diferenças consideráveis encontradas pelo detector D1, talvez realizar o experimento em

um laboratório em condições mais controladas, após calibração em laboratório credenciado.

iii) Proteção Radiológica

Fazendo uma análise sob o ponto de vista de Proteção Radiológica, nota-se que em todos os pontos de medição (P0, P1, P2, P3), os valores apresentados pelo código MCNPX excedem o limite de dose horário para o Indivíduo do Público (IP) (1600 $\mu\text{Sv/h}$, 876 $\mu\text{Sv/h}$, 548 $\mu\text{Sv/h}$ e 267 $\mu\text{Sv/h}$, respectivamente). Fazendo uma estimativa pelo ajuste do modelo matemático, acrescentando mais um ponto de medição (P4), observa-se que, (no pior cenário, ou seja, utilizando o detector D1) o operador poderia permanecer naquele local por aproximadamente 30 minutos para alcançar a taxa de dose diária de 20 μSv realizando as operações de gamagrafia, enquanto o IP teria aproximadamente 90 segundos para passar ou permanecer naquele ponto. Em um cenário real, o modelo matemático pode vir a ser utilizado como uma boa ferramenta podendo estimar a taxa de dose nos pontos de isolamento pela atividade da fonte, sem que haja exposição do operador, tendo em vista que, numa situação real, o operador faz o cálculo e depois precisa realizar a monitoração de área para atestar se a taxa de dose apresentada no isolamento realizado condiz com a taxa apresentada no cálculo analítico estimativo. Neste sentido, o operador trabalharia de maneira mais segura, otimizando sua prática no dia a dia de trabalho.

Futuros trabalhos podem ser desenvolvidos com o uso dessa ferramenta, a fim de testar outros modelos de detectores utilizados nas operações de gamagrafia, testar outros cenários de operação, onde os ensaios radiográficos são realizados, assim como o uso do código MCNPX para a validação das diversas blindagens utilizadas nas instalações industriais em operação.

E, sempre que possível, utilizar o colimador nas operações, minimizando as taxas de Equivalente de Dose Ambiente no local.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDREUCCI, R., **Proteção Radiológica – Aspectos Industriais**, junho, 2019.
- BALTAS, D.; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N., **Chapter 5: Brachytherapy Radionuclides and their properties**, In *The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*, pages 141-184, 2007.
- BASU, P.; SARANGAPANI, r.; VENKATRAMN, B., **An improvement to the Kalo's formula for double layer gamma ray exposure build up factors for shielding materials of nuclear and radiological facilities**. *Annals of Nuclear Energy* 151, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.anucene.2020.107944>.
- BELCHIOR, A.; BOTELHO, M. L.; VAZ, P., **Monte Carlo simulations and dosimetric studies of an irradiation facilities**, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 580 (2207) 70-72, www.sciencedirect.com.
- BIELAJEW, A. F., **Fundamentals of the Monte Carlo methods for neutral and charged particle transport**, Michigan, University of Michigan, Department of Nuclear Engineering and Radiological Sciences, 2001.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**, NN-3.01, Rio de Janeiro, 2014.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para os Serviços de Radiografia Industrial**, NN-6.04 (Resolução CNEN 145/13), Rio de Janeiro, 2013.
- COMMITTEE ON RADIATION SOURCE USE AND REPLACEMENT, **Radiation Source Use and Replacement**, 2008.
- DE AQUINO, J. O., 2009, **Procedimentos de Proteção Radiológica em Aplicações Industriais da Radiografia Computadorizada**, Tese de Doutorado COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.
- FILHO, E. D. V.; FALCÃO, R. C., **Blindagem em Radioterapia – Técnicas e Normas**, Programa de Qualidade em Radioterapia, Ministério da Saúde, 2000.
- FONSECA, K. A., KOSKINAS, M. F., DIAS, M. S., **Desintegration Rate Measurement of an Iridium-192 Solution**, *Applied Radiation and Isotopes*, 54: 141-145, 2001.
- HODGSON, A. P. J., **Evaluating the Irradiation and Processing History of Potential Radiological Device Materials**, Tese de Doutorado, Department of Materials/ Imperial College, London, 2016.

IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Radiation Safety in Industrial Radiography**, IAEA Safety Standards for Protecting People and the Environment, Specific Safety Guide n^o, SSG-11, Vienna, 2011.

IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Production Techniques and Quality Control of Sealed Radioactive Sources of Palladium-103, Iodine-125, Iridium-192 and Ytterbium-169**, IAEA- TECDOC-1512, page 18, 2006.

IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Categorization of Radioactive Sources**, Safety Standards RS-G-1.9, Vienna, 2005.

IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, **Radiation Protection and Safety in Industrial Radiography**, Safety Report Series n^o 13, Vienna, 1999.

IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, TECDOC 1162, **Generic Procedures for assessment and response during a radiological emergency**, Vienna, 2000.

ICRP, 1990, **1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, ICRP Publication 60, Pergamon Press.

ICRP, 1996, **Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation**, ICRP Publication 74, Pergamon.

ICRP, 2007, **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Oxford, Pergamon Press.

ICRP, 2010, **Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures**, ICRP Publication 116, Ann, ICRP 40 (2-5).

KHATTAB, K.; BOUSH, M.; ALKASSIRI, H., **Dose mapping simulation using MCNP code for the Syrian gamma irradiation facility and benchmarking**, Annals of Nuclear Energy 58 (2013) 110-112, 2013.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.anucene.2012.11.009>.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**, John Wiley & Sons, Fourth Edition, pp, 207, 2010.

LIMA, A. R. **Estimativa de Dose nos Cristalinos de Operadores de Gamagrafia Industrial usando o Método de Monte Carlo**, Dissertação de Mestrado, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2014.

MARIACA, R. S., **Dose constraint for Industrial Gammagraphy developed by Regulatory Authorities**, IRPA 12: 12 International Congress of the International Radiation Protection Association, Argentina: SAR., 2008.

MAUCEC, M., MEIJER, R. J., **“Monte Carlo simulations as feasible tool for non-metallic land-mine detection by thermal-neutron backscattering”**, Applied Radiation and Isotopes, n. 56, 837-846, 2002.

McCONN Jr., GESH C. J., PAGH, R. T., RUCKER, R. A., WILLIAMS III, R. G., 2021, **Compendium of material composition data for radiation transport modeling**, PNNL-15870 Rev. 1, <https://doi.org/10.2172/1023125>.

NATH, R.; ANDERSON, L. L.; LUXTON, G.; WEAVER, K. A.; WILLIAMSON, J. F.; MEIGOONI, A. S.; **Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group n. 43**, Medical Physics 22, n.2 (1995), 209-234.

ORABI, M., **Development of a simulation model for the estimating the indoor gamma radiation dose**, Radiation Physics and Chemistry 147 (2018) 114-117, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.02.016>.

NATIONAL ISOTOPE DEVELOPMENT CENTER (NIDC), **Selenium-75 Product Information**, Isotope Program, U.S. Department of Energy, Nucleide – *Lara Library for Gamma and Alfa emissions*, ¹⁹²Ir: LBNL, <http://www.nucleide.org/Laraweb/index.php>, 2003.

OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY, Isotopes Development Center, **Radioisotopes Production in Power Reactors**, May, 1965.

OLIVEIRA, C.; SALGADO, J.; DE CARVALHO, A. F., **Dose rate determination in the Portuguese Gamma Irradiation Facility: Monte Carlo simulations and measurements**, Radiation Physics and Chemistry 58 (2000) 279-285, www.elsevier.com/locate/radphyschem.

PELOWITZ, D. B., **MCNP-X TM User's Manual**, Version 2.5.0, LA-CP-05-0369, Los Alamos Laboratory, 2005.

SHOUOP, C. J. G.; BAK, S. I., **Shielding design for high-intensity Co-60 and Ir-192 gamma sources used in industrial radiography based on PHITS Monte Carlo simulations**, The European Physical Journal Plus (Eur. Phys. J. Plus), 2020, <https://doi.org/10.1140/epjp/s13360-020-00797-8>.

SOURCE PRODUCTION AND EQUIPMENT CO.SPEC, **Iridium-192 Sources**, 2013, https://www.spec150.com/wp-content/uploads/2013/02/SPEC_Iridium.pdf.

TAUHATA, L., et al, **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**, 10ª Revisão, Rio de Janeiro, IRD/CNEN, 2014.

TEIXEIRA, P. B., 2009 **Simulação por Monte Carlo de Doses em Radiografia Industrial**, Tese de Doutorado COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

X-5 MONTE CARLO TEAM, **MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume I: Overview and Theory**, LA-UR-03-1987, Los Alamos National Laboratory, California, 2003.