



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



**ESCOLA SUPERIOR DE
TECNOLOGIA DA SAÚDE
DE LISBOA**
INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Avaliação da exposição ocupacional dos técnicos de medicina nuclear a radiações ionizantes na estrutura ocular

Catarina Manique da Silva Brito

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador:

Doutora Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira (ESTeSL)

Co-Orientadores:

Doutor Nuno José Coelho Gomes Teixeira (ESTeSL)

Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL)

Júri:

Presidente: Doutor António Jorge Duarte de Castro Silvestre (ISEL)

Vogal (arguente): Especialista Ana Cristina de Oliveira Resende Geão (ESTeSL)

Vogal (orientador): Doutor Pedro Miguel Martins Ferreira (ISEL)

Novembro de 2023

Dedicatórias

“O primeiro pecado da humanidade foi a fé; a primeira virtude foi a dúvida.”

Carl Sagan

Dedico este trabalho a todos que direta ou indiretamente contribuíram para minha formação, aos que demonstraram uma total disponibilidade desde o primeiro dia, e, aqueles que me prestaram algum apoio e orientação.

Aos meus pais, que sempre me recordaram uma expressão tão vulgar como “o saber não ocupa lugar”.

Aos professores.

Agradecimentos

Esta é decerto uma viagem conturbada, que inclui uma trajetória premiada por inúmeros desafios, incertezas, alegrias e muitos percalços pelo caminho, mas apesar do processo a que qualquer aprendiz está destinado, reúne contributos de várias pessoas, indispensáveis para encontrar o melhor rumo em cada momento da sua caminhada.

À minha orientadora Lina Vieira e ao meu coorientador Nuno Teixeira, um muito obrigado pela ajuda, compreensão e dedicação a este projeto. Agradeço ainda o trato simples, correto e científico, com que sempre abordaram as nossas reuniões.

Ao meu coorientador Pedro Ferreira, agradeço todo o apoio e motivação com que me brindou ao longo de toda esta caminhada; por apelar ao meu espírito crítico; pelos conselhos preciosos; pela elevada competência; pelo interesse permanente e profícuo neste projeto e pela total disponibilidade com que sempre me presenteou ao longo do mestrado.

Aos docentes que constituem este mestrado agradeço a orientação exemplar pautada por um elevado e rigoroso nível científico, uma visão crítica e oportuna, um empenho incedível e saudavelmente exigente, os quais contribuíram para enriquecer, com grande dedicação, passo por passo, todas as etapas subjacentes ao trabalho realizado, estimulando-me intelectual e emocionalmente.

A todos os técnicos de medicina nuclear que participaram no estudo, por todo o apoio e cooperação durante o projeto, contribuindo para que o mesmo fosse possível.

Por fim, mas não menos importante, e, de um modo mais particular, quero agradecer aos meus pais e irmã, à minha família, aos meus melhores amigos pelo apoio e preocupação constante não só nesta fase como em todos os momentos cruciais desta jornada.

À minha mãe, o meu maior apoio, por me conhecer melhor que eu própria pelo sorriso e pensamento positivo contagiante que sempre me ajudou a superar todos os contratemplos. A quem nunca conseguirei agradecer o suficiente por todos os ensinamentos e conselhos, e, pelo carinho e proximidade que tanto nos caracteriza. E além disso quero agradecer pela leitura crítica e atenta das versões preliminares de todos os documentos, contribuindo para o seu aperfeiçoamento.

Ao meu pai, por me transmitir valores essenciais e importantes para o meu percurso, e, agradeço também a confiança que em mim depositou.

Aos meus pais, obrigada pela forma como me estimularam a ver o mundo através dos meus próprios olhos, sem ambos, sei que não conseguiria.

À minha irmã, agradeço o facto de ser minha irmã. Agradeço a paciência o companheirismo e apoio incondicional, que teve e tem, quando a mim me falta.

Ao Diogo, pelo permanente incentivo e preocupação com que sempre acompanhou este meu trabalho. Agradeço ainda a imensurável paciência, e, amor demonstrados nos momentos menos bons, agradeço a enorme compreensão com que me brindou constantemente, contribuindo para chegar ao fim deste percurso.

Agradeço ao meu tio Miguel todas as leituras e opiniões atenciosas, das variadas versões de todos os documentos, contribuindo para o seu aprimoramento.

Ao Eduardo Figueira e à Olga Figueira, agradeço a boa disposição e espírito de ajuda, toda a simpatia, hospitalidade e espírito conciliador, ao dois, agradeço a inteira disponibilidade, sempre presente.

À minha restante família quero de uma forma imensa, expressar o meu muito obrigada, por tudo. Pela forma amiga e generosa com que sempre me incentivaram e ajudaram, e, pelo estímulo sentido após cada conversa, que me fazia “carregar baterias”.

Aos meus mais fiéis amigos de 4 patas, genuínos amigos, que me proporcionaram a manter a minha concentração, e, acima de tudo o meu equilíbrio emocional e psicológico.

À minha amiga de sempre, Filipa Bernardo, agradeço o apoio e motivação incondicional que ajudou a tornar este trabalho uma válida e aprazível experiência de aprendizagem. Agradeço-lhe os longos anos de convívio e amizade constante.

À minha colega Sara Macedo, agradeço pela amizade, disponibilidade e camaradagem demonstrada e também pelo apoio e motivação para ultrapassar as provações que foram surgindo durante este caminho.

Trilhar este caminho só foi possível com o apoio e força de várias pessoas, a quem dedico especialmente este projeto, espero doravante poder compensar todas as horas de atenção e de concílio que devo. Todas as pessoas referidas acima, foram o meu grande estímulo nesta caminhada.

A todos os que acreditaram em mim e nas minhas capacidades e especialmente aqueles a quem retirei muita atenção, paciência e acompanhamento. Sozinha sei que não seria possível ser o que hoje sou, sentir que evoluí na arte que escolhi aprender, mas, sobretudo, na arte de ser, enquanto pessoa.

O meu muito obrigada.

Desde a emergência das primeiras preocupações com a possibilidade de as radiações ionizantes induzirem detrimientos à saúde humana, métodos de caracterização e medição da radiação, têm sido desenvolvidos para estabelecer princípios e sistemas de proteção radiológica.

Em particular, o Decreto-Lei 108/2018 tem por desiderato a transposição para a jurisdição portuguesa da Diretiva 2013/59/Euratom, que fixa valores de dose efetiva anual, aplicáveis aos trabalhadores expostos, bem como os valores de dose equivalente destinados a certas regiões corporais, como, nomeadamente, o cristalino [1].

No domínio da estrutura ocular, a morbidade decorrente da radiação abrange uma ampla gama de condições, com um impacto substancial na função visual, sendo a catarata um fenómeno particularmente frequente.

Face a este enquadramento, emerge a necessidade premente de avaliar a carga de radiação absorvida pela estrutura ocular no decurso da exposição ocupacional dos técnicos de medicina nuclear.

Estabeleceu-se a distribuição de dose intraocular nos técnicos de medicina nuclear, mais precisamente durante a administração de tecnécio-99m, através de simulações Monte Carlo. Além disso, realizou-se a medição da dose de radiação recebida pelos técnicos de medicina nuclear durante um período de trabalho efetivo, através de dosímetros termoluminescentes, com posterior extrapolação de modo a obter um valor estimado da dose anual.

Os resultados evidenciaram que, de forma geral, a atividade dos técnicos de medicina nuclear está em conformidade com os limites de dose estabelecidos, tanto para a estrutura ocular como para a tiroide. Além disso, as simulações revelaram que a utilização da proteção de chumbo envolta da seringa e a rotação da mesma exercem uma influência significativa no número diário de administrações passíveis de serem realizadas, mantendo as doses de radiação a níveis aceitáveis. Foi constatado que o chumbo desempenha de maneira eficaz a função de agente de proteção, absorvendo a radiação de modo significativo, contribuindo para o reforço da segurança inerente aos procedimentos em questão.

A pesquisa denota que, não obstante os técnicos de medicina nuclear encontrarem-se adstritos aos limites de exposição consignados, assume particular preponderância uma precaução na manipulação de fontes radioativas, com o desígnio de evitar eventuais riscos para a saúde. Os resultados, de forma veemente, sublinham ainda a relevância de uma abordagem individualizada no que tange à proteção radiológica, na medida em que se pondera a diversidade de sensibilidades à radiação entre diferentes regiões anatómicas.

Palavras-Chave: medicina nuclear; exposição ocupacional; estrutura ocular; Monte Carlo; dosímetros

Since the first concerns arose about the possibility of ionizing radiation harming human health, methods of characterizing and measuring radiation have been developed to prove principles and systems of radiological protection.

Decree-Law 108/2018 aims to transpose Directive 2013/59/Euratom into Portuguese law, which sets annual effective dose values applicable to exposed workers, as well as dose equivalent values for certain body regions, such as the lens [1].

In the field of the ocular structure, morbidity due to radiation covers a wide range of conditions, with a substantial impact on visual function, cataracts being a particularly frequent phenomenon.

Against this background, there is a pressing need to assess the radiation load absorbed by the eye structure during occupational exposure of nuclear medicine technicians.

The intraocular dose distribution in nuclear medicine technicians was established, specifically during the administration of technetium-99m, using Monte Carlo simulations. In addition, the radiation dose received by nuclear medicine technicians during an actual working period was measured using thermoluminescent dosimeters, and then extrapolated to obtain an estimated annual dose.

The results showed that, in general, the activity of nuclear medicine technicians complies with the established dose limits, both for the eye structure and for the thyroid. In addition, the simulations revealed that the use of lead shielding around the syringe and the rotation of the syringe have a significant influence on the daily number of technetium-99m administrations that can be carried out, keeping radiation doses at acceptable levels. It was found that lead effectively performs the function of a shielding agent, absorbing radiation significantly and helping to reinforce the safety inherent in the procedures in question.

The research shows that, although nuclear medicine technicians are bound by the established exposure limits, caution is particularly important when managing radioactive sources, to avoid possible health risks. The results also strongly underline the importance of an individualized approach to radiological protection, as far as the diversity of sensitivities to radiation between different anatomical regions is considered.

Keywords: nuclear medicine; occupational exposure; ocular structure; Monte Carlo; dosimeters

Índice

Dedicatórias	iii
Agradecimentos.....	iv
Resumo	vi
Abstract.....	vii
Índice	viii
Índice de figuras	ix
Índice de tabelas	x
Índice de gráficos	x
Lista de convenções, abreviaturas e símbolos	xi
1 Introdução.....	1
2 Enquadramento teórico	3
2.1 Luz visível vs. Radiação Ionizante.....	3
2.2 Proteção radiológica.....	4
2.3 Medicina nuclear e fontes de radiação	7
2.4 Olho	13
3 Metodologia.....	21
3.1 Introdução	21
3.2 Primeira Parte - Monte Carlo	22
3.3 Segunda parte - Dosímetros termoluminescentes	49
4 Resultados e discussão de resultados	53
4.1 Dose efetiva absorvida em técnicos de medicina nuclear, recorrendo a simulação Monte Carlo 53	
4.2 Dose efetiva absorvida em técnicos de medicina nuclear, recorrendo a dosímetros	65
5 Conclusão	71
6 Perspetivas Futuras	73
7 Referencias bibliográficas.....	75
8 Apêndices	95

Índice de figuras

Figura 1 - Fibras concêntricas do cristalino (Fonte: Dauer et al. 2017 [161]).....	14
Figura 2 - Sistema de classificação de catarata (LOCSIII) (Fonte: Shiels et al. 2017 [200]).....	17
Figura 3 – Plano sagital do cenário de simulação geral: técnico de medicina nuclear (A), seringa de tecnécio-99m (B), braço de um paciente (C).....	24
Figura 4 - Exemplo de um ficheiro.in.....	26
Figura 5 - Definição da fonte de radiação no ficheiro in	27
Figura 6 - Espectro de energia do tecnécio-99m [236].....	27
Figura 7 - Representação dos ângulos θ , φ e α [237].....	28
Figura 8 - Lista de materiais utilizados no ficheiro .in	29
Figura 9 - Ficheiro de geometria correspondente à seringa	30
Figura 10 - Representação de algumas superfícies quadráticas e respetivos índices (Fonte: Salvat et. al. [235]).....	31
Figura 11 - Código que define o corpo 1, correspondente à 1ª secção da seringa.....	32
Figura 12 - Código que define o módulo da seringa completa	33
Figura 13 – Corte sagital da geometria da situação geral no gview2d (à esquerda) e no gview3d (à direita).....	34
Figura 14 - Corte coronal da região cefálica do técnico de medicina nuclear (à esquerda) acompanhado de um corte sagital da estrutura ocular (à direita)	35
Figura 15 - Representação de uma fonte contínua (à esquerda) e de uma fonte pontual (à direita)	36
Figura 16 - Ficheiro in de uma simulação com fonte pontual.....	37
Figura 17 - Ficheiro in de uma simulação com fonte contínua.....	37
Figura 18 - Fantoma da seringa sem chumbo (à esquerda) e com chumbo (à direita)	38
Figura 19 - Fantoma da seringa com respetivas medidas	38
Figura 20 - Fantoma da seringa sem rotação	40
Figura 21 - Fantoma da seringa com rotação.....	40
Figura 22 - Presença de ar (à esquerda) e ausência de ar (à direita) no meio circundante à seringa	41
Figura 23 - Módulo correspondente à caixa de ar presente no ficheiro geo.....	42
Figura 24 - Dosímetro de corpo inteiro	50
Figura 25 - Dosímetro de cristalino e respetiva colocação (Fonte: Centro de dosimetria de Lisboa [125])	50

Índice de tabelas

Tabela 1 - Características Técnicas dos Dosímetros	49
Tabela 2 - Resultados, para 2×109 simulações, das doses depositados no olho direito e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa.	54
Tabela 3 - Resultados, para 2×109 simulações, das doses depositados na tiroide e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa	55
Tabela 4 - Resultados, para 2×109 simulações, das doses depositados no olho direito e respetivos erros. Todas as simulações feitas com fonte contínua e sem proteção de chumbo na seringa.	56
Tabela 5 - Resultados, para 2×108 simulações, das doses depositados no olho direito e respetivos erros. Todas as simulações feitas com fonte contínua e sem proteção de chumbo na seringa	56
Tabela 6 - Resultados, para 2×109 simulações, das doses depositados na tiroide e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa	57
Tabela 7 - Resultados, para 2×108 simulações, das doses depositados na tiroide e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa	57
Tabela 8 - Resultados, para 2×107 simulações, das doses depositados no olho direito e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa.	58
Tabela 9 - Resultados, para 2×107 simulações, das doses depositados na tiroide e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa.	59
Tabela 10 - Administrações realizadas por técnico.	60
Tabela 11 - Informação relativa às simulações com fonte contínua para a estrutura ocular. Cada entrada obtida para 2×107 simulações sem ar na sala.	61
Tabela 12 - Informação relativa às simulações com fonte contínua para a tiroide. Cada entrada obtida para 2×107 simulações sem ar na sala.	62
Tabela 13 - Tabela referente ao número total de procedimentos realizados por cada técnico	65
Tabela 14 - Tabela com conteúdos dos dosímetros (HPM corpo e cristalino expresso em mSv)	65

Índice de gráficos

Gráfico 1 - Correlação entre o número de procedimentos realizados pelos técnicos e a HPM do corpo (mSv)	66
Gráfico 2 - Correlação entre o número de procedimentos realizados pelos técnicos e a HPM do corpo, sem o dado referente ao técnico 7	67
Gráfico 3 - Gráfico entre a HPM do cristalino e o número de procedimentos executados por cada técnico	68
Gráfico 4 - Correlação entre o número de procedimentos realizados pelos técnicos e a HPM do cristalino, sem o dado referente ao técnico 7	68
Gráfico 5 - Correlação entre HPM corpo e HPM cristalino (mSv)	69
Gráfico 6 - Correlação entre HPM corpo e HPM cristalino (mSv), sem o dado referente ao técnico 7	69

Lista de convenções, abreviaturas e símbolos

ADN: ácido desoxirribonucleico	<i>keV</i> : kilo eletrovolt
α : Alpha	<i>kg</i> : quilograma
AR: Alderson-Rando (Fantomas)	<i>LOCS</i> : Lens Opacities Classification System
β : Beta	<i>MBq</i> : Megabecquerel
B+: positrões	<i>MC</i> : Monte Carlo
Bq: Becquerel	<i>mCi</i> : milicurie
Ci: Currie	<i>MCNP</i> : Monte Carlo N-Particle Transport Code
cm: centímetro	<i>mSv</i> : milisievert
cm ³ : centímetro cúbico	μ Sv: microsievert
eV: eletrovolt	<i>mm³</i> : milímetro cúbico
FGF: fatores de crescimento de fibroblastos	<i>mm</i> : milímetro
FLUKA: FLUktuierende KAskade	<i>PENELOPE</i> : <i>PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons</i>
F-18: Flúor -18	<i>PET</i> : <i>positron emission tomography</i>
FDG-F18: Fluorodesoxiglicose	Φ : phi
g: grama	RNG: Random Number Generator
Geant4: GEometry ANd Tracking	SCP: catarata subcapsular posterior
Gy: Gray	TC: Tomografia computadorizada
Ga-68: Gálio -68	Tc-99m: tecnécio-99m
γ : Gama	TLD: dosímetro termoluminescente
Hp: Dose equivalente pessoal	θ : Theta
<i>ICRU</i> : Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação	$t_{1/2}$: tempo de semivida
<i>ICRP</i> : Comissão Internacional de Proteção Radiológica	

1 Introdução

O contexto geral do presente tema reside na preocupação com a segurança e bem-estar dos profissionais que atuam na área de medicina nuclear. A medicina nuclear utiliza radiações ionizantes para diagnóstico e tratamento de diversas patologias, o que coloca os técnicos de medicina nuclear em contato direto com fontes radioativas e, conseqüentemente, sujeitos a potenciais riscos para a saúde [2]–[4].

A relevância deste tema é evidente, uma vez que a exposição à radiação ionizante pode ter efeitos adversos na estrutura ocular dos técnicos de medicina nuclear, desde condições transitórias, como eritema da pálpebra, até complicações graves, como catarata e perda irreversível da visão, complicações que representam um comprometimento significativo da função visual [5]–[7].

A escolha deste tema de pesquisa baseia-se na necessidade de compreender os potenciais efeitos adversos das radiações ionizantes na estrutura ocular dos técnicos de medicina nuclear, especialmente se medidas preventivas adequadas, não forem tomadas [8]. Visto que os técnicos de medicina nuclear são particularmente vulneráveis a efeitos cumulativos, devido à sua exposição frequente e prolongada à radiação ionizante durante a manipulação de radiofármacos; administração do radiofármaco ao paciente; posicionamento e realização das imagens dos exames e o uso de equipamentos de imagem híbridos (Single Photon Emission Computed Tomography / Computed Tomography (SPECT/CT) ou Positron Emission Tomography / Computed Tomography (PET/CT)) [2], [3], [9].

Estudos como Tuieng (2021), e Ainsbury (2021), têm demonstrado uma correlação entre a exposição à radiação ionizante e um vasto número de complicações de saúde, entre os quais o aumento do risco da formação de cataratas [7], [10].

A pesquisa proposta tem o potencial de contribuir para o conhecimento científico nessa área, ao estabelecer a distribuição de dose intraocular através de simulações Monte Carlo e ao realizar medições da dose de radiação recebida pelos técnicos durante o trabalho efetivo.

Compreender os níveis de exposição ocupacional e os riscos envolvidos, permitirá a adoção de medidas de proteção mais eficazes e a implementação de práticas de proteção radiológica adequadas para salvaguardar a saúde dos profissionais [8].

A pergunta de pesquisa que norteia a presente dissertação é a seguinte: "Qual o risco para a estrutura ocular decorrente da exposição ocupacional à radiação ionizante nos técnicos de medicina nuclear?". Com o propósito de elucidar tal questão, foram estabelecidos os seguintes objetivos: quantificar a dose efetiva absorvida pela estrutura ocular durante a exposição ocupacional à radiação ionizante do tecnécio-99m, em técnicos de medicina nuclear, quer por meio de simulação Monte Carlo, quer através de registos efetuados por dosímetros, a fim de comparar os valores obtidos com os níveis de referência estabelecidos e avaliar se os limites de exposição estão a ser cumpridos.

2 Enquadramento teórico

2.1 Luz visível vs. Radiação Ionizante

Em física, a radiação caracteriza-se como a propagação de energia de um ponto a outro, em qualquer meio material, podendo ocorrer através de uma onda eletromagnética ou uma partícula [11].

A luz visível é uma radiação eletromagnética não-ionizante, uma porção específica do espectro, compreendida entre os 400 e 700 nanómetros, que desempenha um papel crucial na percepção de cores, formas, contraste e detalhes do meio envolvente, proporcionando informações essenciais para compreensão do mundo visual [12]–[14].

O processo visual inicia-se com a propagação da luz através do filme lacrimal, atravessando sucessivamente a córnea; o humor aquoso; o cristalino e, por fim, o humor vítreo [15], [16]. Consequentemente, os raios luminosos alcançam as diversas estratificações da retina, onde os fotorreceptores efetuam a fototransdução, convertendo a radiação luminosa em impulsos elétricos [17], [18]. Através de uma molécula fotossensível presente, a interação do fóton com os fotorreceptores pode desencadear uma reação fotoquímica, propiciadora do início de potencial de ação [19]–[21]. Estes impulsos elétricos são subsequentemente transmitidos ao cérebro por uma via complexa no sistema nervoso central com início no nervo ótico, e, posteriormente, interpretados pelo córtex cerebral [22].

Essa faixa de energia eletromagnética percebida pelos fotorreceptores presentes no olho, não possui energia suficiente para remover eletrões das órbitas, dos átomos, não propiciando o processo de ionização da matéria [23].

De forma distinta, a radiação ionizante ocupa um domínio energético superior ao espectro visual, englobando radiação ultravioleta de elevada frequência, raios X de alta energia e raios gama [24]. Esta radiação detém a capacidade de ionização de átomos e moléculas, transferindo energia para as partículas na sua trajetória [11], [25], [26].

Caso a energia transferida seja superior à energia de ligação do eletrão, este é ejetado da sua órbita e o átomo é transformado num ião positivo [11], [25], [26]. O eletrão que se libertou desloca-se no meio impulsionado pela energia cinética adquirida neste processo. Esta energia é dissipada através da interação do eletrão com eletrões e núcleos de outros átomos, que estejam na sua trajetória. Novos iões podem, assim, ser introduzidos na matéria, dando origem à criação de desequilíbrios electroestáticos e radicais livres [27].

O processo é interrompido quando toda a energia for dissipada e os eletrões acabam capturados por moléculas do meio. A introdução de pares de iões/electrões livres na matéria recebe o nome de ionização [27], [28].

2.2 Proteção radiológica

A proteção radiológica é um conjunto de estratégias e protocolos destinados a mitigar a exposição à radiação ionizante, com o intuito de preservar a saúde dos indivíduos envolvidos em atividades suscetíveis a este tipo de radiação. Compreende a aplicação de proteções de chumbo e o uso de equipamentos de monitorização. Além disso, engloba práticas como a minimização do tempo de exposição e a manutenção de distâncias seguras em relação às fontes de radiação. Sumariamente, a proteção radiológica desempenha um papel crucial na preservação da saúde e na promoção de um ambiente laboral seguro em áreas que envolvem a aplicação de radiações ionizantes.

2.2.1 Efeitos biológicos da radiação

A radiação ionizante pode ocasionar uma vasta gama de efeitos biológicos, cuja magnitude e natureza são dependentes de múltiplos fatores, incluindo a dose, o tipo de radiação, a duração da exposição, a idade e estado de saúde do indivíduo, bem como a radiosensibilidade [29]–[32].

O ácido desoxirribonucleico (ADN) é um composto orgânico de notável radiosensibilidade, sendo as suas moléculas extremamente suscetíveis aos efeitos das radiações ionizantes [33], [34]. A sua manutenção é fundamental para a conservação do património genético celular, impondo-se como uma estrutura primordial a ser preservada contra os agentes nocivos [35]. Não obstante, o ADN também se apresenta como o alvo mais almejado na terapêutica anti-carcinogénica, uma vez que a sua integridade é determinante para a manutenção da viabilidade celular [30], [31].

A radiação ionizante tem a capacidade de afetar o ADN de diversas formas, mediante ações diretas ou indiretas. Os danos diretos são ocasionados por interação da radiação diretamente com a molécula de ADN, ionizando um ou mais pares de bases nucleotídicas [33], [34]. Os danos indiretos ocorrem devido à interação da radiação com moléculas de água presentes no meio intracelular. A referida interação gera espécies altamente reativas (radicais livres) que estabelecem interações com a molécula de ADN, ocasionando ionizações nucleotídicas [30], [31], [36]. Ambos os tipos de danos podem inibir a divisão celular, interrompendo o processo natural e, por conseguinte, provocando uma divisão descontrolada e/ou o aumento da probabilidade de morte celular, consoante a dose de radiação [35].

Os tipos de efeitos adversos decorrentes da exposição à radiação são classificados como estocásticos (são eventos aleatórios e podem levar a mutações no ADN de células em reprodução, sem um limiar de dose associado para que ocorram) ou determinísticos (os efeitos surgem quando é atingido um limiar de dose específico, sendo a gravidade diretamente proporcional à dose) [37]–[39].

Deste modo, a administração de doses mais elevadas de radiação produzirá consequências mais severas para a saúde, manifestando-se na quantidade e/ou proporção de células danificadas/mortas (ICRP 118) [40].

Alguns exemplos de efeitos determinísticos englobam as lesões cutâneas, opacidade do cristalino, infertilidade, anemia e reações inflamatórias [41].

2.2.2 Limites de dose estabelecidos

A Comissão Internacional de Unidades e Grandezas de Radiação (ICRU do acrónimo inglês International Commission on Radiation Units and Measurements) e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP do acrónimo inglês International Commission on Radiological Protection) são instituições de destaque no campo da radioproteção, responsáveis por estabelecer diretrizes e limites de doses para diversas atividades relacionadas com a radiação [42], [43]. No entanto, estes limites podem variar de acordo com a legislação e as regulamentações específicas de cada país.

A ICRU concentra-se primordialmente na definição de unidades e padrões de medidas na área da radiologia, mas não estabelece limites de dose específicos para profissionais. Porém as suas recomendações podem ser utilizadas como referência para a formulação de regulamentações locais [43]. A ICRP tem a responsabilidade de fornecer orientações sobre proteção radiológica e estabelecer limites de dose recomendados para garantir a segurança dos trabalhadores expostos à radiação [42].

Já o Decreto-Lei n.º 81/2022 tem como propósito alinhar o ordenamento jurídico português com as obrigações da União Europeia no que concerne à segurança básica relacionada com a proteção contra os perigos decorrentes da exposição a radiações ionizantes [44]. Revogando diretrizes anteriores, este decreto estabelece um novo quadro normativo para lidar com diversas situações de exposição a radiações, incluindo exposições planeadas, existentes e de emergência [44].

Esse decreto define as regras para atividades como fabricação, manipulação e transporte de materiais radioativos, bem como para a utilização de equipamentos elétricos que emitem radiações ionizantes [44]. Deste modo, no âmbito desse decreto, e, de acordo com o Regulamento Geral de Segurança Radiológica (Decreto-Lei nº 108/2018) vigente em Portugal, os limites de doses para trabalhadores expostos à radiação ionizante são definidos da seguinte maneira [44], [45]:

- Limite anual para a dose efetiva: 20 milisieverts (mSv). A autoridade competente pode autorizar uma dose efetiva de 50 mSv num ano, desde que a dose média anual ao longo dos cinco anos consecutivos, incluindo os anos em que o limite foi excedido, não seja superior a 20 mSv.
- Limite anual para a dose equivalente na pele: 500 mSv;
- Limite anual para a dose equivalente nas extremidades: 500 mSv;
- Limite para 5 anos consecutivos: 100 mSv;
- Limite de dose equivalente anual ocupacional para a cristalino: 20 mSv ou de 100 mSv por um período de cinco anos consecutivos, desde que a dose máxima num ano não ultrapasse 50 mSv.

Considerando que o cristalino é o objeto de estudo da presente dissertação, no próximo capítulo será abordado de forma mais minuciosa.

2.2.3 Limites de dose estabelecidos para a estrutura ocular

Como referido anteriormente, o cristalino está entre as estruturas do corpo humano mais sensíveis à radiação ionizante. Conforme documentado na publicação ICRP 103, 2007, estudos recentes sugeriram que o cristalino pode possuir uma suscetibilidade à radiação mais acentuada do que previamente considerada [46]. Em resposta a uma análise sobre a radiosensibilidade do cristalino (ICRP, 2012), suspeita-se que as recomendações de 2007 subestimem o risco associado [47].

Dados recentes, provenientes de modelos animais e de populações humanas expostas, indicam que opacidades do cristalino podem manifestar-se em doses inferiores àquelas geralmente tidas como responsáveis pela formação de cataratas [48].

Nesse contexto, estudos epidemiológicos recentes, Behrens al. 2017; Hamada et al. 2017; Thome et al. 2018, estabelecem que o valor limiar de dose referente à formação de cataratas induzidas por radiação, é atualmente estimado em cerca de 0,5 Gy, tanto para exposições agudas como para fracionadas [49]–[51].

Como resultado dessas considerações a ICRP recomendou a redução do limite de dose equivalente anual ocupacional para a cristalino, de 150 mSv para 20 mSv, com média ao longo de períodos definidos de 5 anos, não ultrapassando 50 mSv num único ano [47].

De notar ainda que o Decreto-Lei n.º 81/2022 afirma que o limite de dose equivalente para o cristalino é de 20 mSv por ano ou de 100 mSv por um período de cinco anos consecutivos, desde que a dose máxima num ano não ultrapasse 50 mSv [44].

Adicionalmente, no anexo F da publicação ICRP 116, é reconhecido que existem notáveis variações em relação à radiosensibilidade entre as diversas camadas do cristalino [52]. A dose equivalente é usualmente calculada com base na dose média absorvida pelo volume total. No entanto, a ICRP reconhece a importância de levar em linha de conta a dose num volume localizado, onde estão localizadas células sensíveis. Portanto, é possível utilizar modelos estilizados do olho para essa finalidade [52].

Este anexo F possui pertinência, uma vez que enfatiza a importância da segmentação da região sensível do cristalino, e a utilização da dose absorvida em vez de dose equivalente, como grandeza operacional apropriada, particularmente relevante no caso do cristalino, dado que os efeitos determinísticos são de importância primordial para essa estrutura [53].

Embora novos limites de dose tenham sido estabelecidos, a ICRP afirma que as recomendações são baseadas principalmente em evidências epidemiológicas, uma vez que existem poucos estudos que fornecem evidências biológicas e mecanísticas explícitas em doses inferiores a 2 Gy [54].

2.3 Medicina nuclear e fontes de radiação

A história da medicina nuclear tem início com a descoberta da radioatividade natural por Henri Becquerel, em 1896, e, com a descoberta de elementos radioativos naturais em 1898 por Marie e Pierre Curie [55], [56].

A medicina nuclear é um ramo da medicina de elevada especialização, que utiliza fontes de radiação ionizante para exames diagnósticos complementares e terapias específicas. Esta disciplina baseia-se no princípio da radioatividade e no uso de radiofármacos, substâncias quimicamente ligadas a radionuclídeos [57], [58]. Mediante a aplicação de fontes de radiação, possibilita a obtenção de informações detalhadas e precisas acerca da fisiologia e funcionamento dos órgãos e tecidos do corpo humano, impulsionando, assim, o progresso dos cuidados de saúde e o desenvolvimento de abordagens terapêuticas personalizadas [59].

Mais de 10.000 instituições hospitalares, a nível global utilizam radioisótopos na medicina, sendo que aproximadamente 90% dos procedimentos são direcionados para o diagnóstico [60].

As fontes de radiação empregues na medicina nuclear consistem predominantemente em isótopos radioativos de elementos químicos [9], [61], [62]. Esses radioisótopos, devido à sua instabilidade nuclear, decaem espontaneamente emitindo radiação ionizante de múltiplos espectros, como radiação gama e beta [63]–[65]. A deteção e quantificação desses tipos de radiação são realizadas através de dispositivos especializados, os quais permitem também a avaliação de processos biológicos complexos e a obtenção de diagnósticos médicos de alta precisão [62], [66], [67].

Alguns exemplos comuns de radioisótopos utilizados incluem o tecnécio-99m (Tc-99m), o iodo-131 (I-131) e o flúor-18 (F-18) [68], [69].

No âmbito do capítulo subsequente, dedicado aos radiofármacos, torna-se fundamental adquirir um conhecimento abrangente das fontes de radiação e sua aplicação na medicina nuclear. Isto porque, para garantir a segurança na administração e manipulação dos radiofármacos, bem como assegurar a efetividade dos procedimentos diagnósticos e terapêuticos, é indispensável possuir um conhecimento amplo das propriedades inerentes aos radiofármacos e o seu impacto na saúde, tanto dos pacientes quanto dos profissionais envolvidos.

Deste modo a seguinte secção, 2.3.1, será direcionada à interação entre os radiofármacos e os benefícios clínicos a eles associados.

2.3.1 Radiofármaco

Os radiofármacos são utilizados em medicina nuclear com objetivos diagnósticos e terapêuticos, sendo a seleção do radionuclídeo empregue, o fator determinante para sua aplicação [70].

Um radiofármaco é um composto que incorpora um ou mais radionuclídeos, acoplados a uma molécula que possui afinidade por alvos específicos. O radiofármaco é assim transportado, de forma preferencial, para um determinado órgão ou tecido [71].

Os radiofármacos no contexto diagnóstico manifestam um comportamento análogo a um sinalizador, que ao percorrer o organismo acumula-se em áreas de interesse, como tumores, tecidos inflamados ou órgãos disfuncionais, permitindo, assim, a observação de um determinado órgão/tecido, do ponto de vista funcional [72]–[74].

No contexto terapêutico, a radiação que os radioisótopos emitem é capaz de penetrar os tecidos e interagir com as células-alvo, levando-as à apoptose, ou a sofrer danos irreversíveis, resultando na redução ou mesmo destruição do tecido afetado [61].

Na vertente diagnóstica, os radiofármacos são aplicados como marcadores com baixa atividade radiológica, e, em menor extensão, na vertente terapêutica, são aplicados particularmente no tratamento de tumores radiosensíveis [75], [76].

Para que um radiofármaco seja considerado ideal é necessário que exiba atributos específicos que permitam a sua detecção e uma administração segura, entre os quais sobressaem a disponibilidade de produção acessível, diligente, e economicamente viável [63], [77]. É crucial que possua um tempo de semidesintegração relativamente curto para permitir a minimização do tempo de exposição dos tecidos saudáveis às radiações [78]. Contudo, é imprescindível que o período de decaimento radioativo seja suficientemente duradouro para assegurar a realização do exame de forma eficaz [63], [68], [79].

A seletividade na biodistribuição do radiofármaco e uma elevada relação de captação entre os tecidos-alvo e os tecidos não-alvo, são cruciais na eficácia e precisão do procedimento [79]–[81].

A via de excreção preferencial é a depuração renal, visto ser um método de excreção rápido, minimizando a exposição do resto do corpo, ao radiofármaco [82], [83].

A captação do radiofármaco por órgãos secundários pode reduzir significativamente o contraste da imagem obtida, pelo que é fundamental que o radiofármaco seja rapidamente excretado do sangue e dos tecidos secundários [77], [80], [81].

Concisamente, um radiofármaco deve possuir propriedades físico-químicas, biológicas e farmacocinéticas favoráveis, que confirmam elevada especificidade para o órgão ou tecido em estudo; mínima concentração em órgãos não-alvo; eminente estabilidade metabólica; e, semividas (biológica e física) congruentes com o processo em estudo [74], [77], [79], [80].

2.3.2 Radiofármacos mais comuns na medicina nuclear

Na área da medicina nuclear dois dos radiofármacos mais amplamente utilizados são o tecnécio-99m (Tc-99m), em medicina nuclear convencional e o fluorodesoxiglicose (FDG-F18), em PET [62], [66], [67].

Dentre todos os radionuclídeos, destaca-se o tecnécio-99m pela sua notável importância na elaboração de radiofármacos com fins diagnósticos, uma vez que, apresenta propriedades extremamente próximas às ideais [67], [71].

O tecnécio-99m é obtido pelo decaimento radioativo do molibdénio, um metal da segunda série de transição da tabela periódica, pertencente à família 7B [84], [85].

Entre as suas características pode-se destacar o facto de ser um emissor gama de baixa energia (140 keV) e o tempo de semivida físico relativamente curto (6h), minimizando a exposição do paciente à radiação. No entanto, esse tempo é duradouro o suficiente para que o radiofármaco seja sintetizado, avaliado e administrado, bem como para a realização dos testes imagiológicos necessários [86].

Ademais, cumpre mencionar que outra das vantagens da utilização de radiofármacos de tecnécio-99m é o facto de este ter ausência de emissão de partículas α e β , pois este tipo de partículas acarreta maior nocividade aos tecidos, em comparação às partículas γ [62], [67], [87].

A soma dessas propriedades físicas, por sua vez, possibilita a aquisição de imagens cintigráficas com resolução extraordinária, valendo-se dos equipamentos de deteção de radiação hoje disponíveis, sem comprometimento dosimétrico para o paciente [61].

A procura pela especificidade no diagnóstico fomenta pesquisas em todo o mundo, para o desenvolvimento de novos radiofármacos, com elevado interesse por radiofármacos de tecnécio-99m, dados as suas propriedades físicas ideais, além da sua disponibilidade de uso e custo relativamente acessível [61], [87].

O FDG-F18, por sua vez, é um radiofármaco utilizado na técnica de PET. O flúor-18 é um radionuclídeo emissor de positrões, que quando administrado ao paciente, é metabolizado e captado preferencialmente por tecidos que possuem um metabolismo mais ativo, como células cancerígenas [88], [89]. Desta forma, o FDG-F18 é amplamente utilizado na deteção, localização e avaliação da extensão de tumores e de doenças malignas [88].

O Tc-99m é indubitavelmente o radionuclídeo de maior destaque e uso prevalente na medicina nuclear convencional, representando aproximadamente 80% de todos os procedimentos realizados nesse campo [60], [90]. Por outro lado, o FDG-F18 demonstra o seu valor singular na investigação de doenças oncológicas, ao viabilizar a visualização das regiões com maior atividade metabólica [89].

2.3.3 Dose de exposição durante os atos de medicina nuclear

As quantidades de dose de radiação inerentes aos procedimentos de medicina nuclear são dependentes de uma variedade de fatores, incluindo a atividade do radiofármaco administrado; o tipo e energia das partículas emitidas; o tempo de exposição e a distância entre o profissional e o paciente.

2.3.3.1 Administração

A quantidade de radiação absorvida durante a administração de um radiofármaco varia de acordo com o tipo de radiofármaco utilizado; a sua atividade; via de administração e o tempo de retenção no organismo do paciente [91].

No caso específico do tecnécio-99m, os exames são variados, utilizando atividades muito dispare, em adultos, a dose de atividade administrada varia entre os 100 megabecquerels (MBq) (2,7 mCi) e os 1200 megabecquerels (MBq) (32,4 mCi) [92]–[95]. Estes valores podem ser ajustados em consonância com a situação clínica.

A dose efetiva de radiação, recebida pelo paciente é monitorizada através de câmaras de ionização, além de outros detetores radiológicos, para assegurar que a mesma esteja em conformidade com os padrões de proteção radiológica estabelecidos [96], [97].

2.3.3.2 Radiofarmácia

As preparações radiofarmacêuticas são exclusivas para o uso na área de medicina nuclear, sendo que quer a manipulação, quer a preparação, são realizadas por profissionais de saúde especializados na presente área [61].

Tendo em conta as melhores práticas, é recomendado que a preparação de radiofármacos em pequena escala ocorra numa área restrita por técnicos qualificados e autorizados, e onde todos os equipamentos e materiais necessários para a operação estejam facilmente acessíveis, visando eficiência e reduzindo a probabilidade de ocorrência de erros [62].

Os técnicos na radiofarmácia estão expostos à radiação ionizante durante a receção, manipulação, controlo de qualidade e eliminação dos resíduos dos radiofármacos radioativos. Os níveis de exposição podem ser controlados através da implementação de medidas de proteção radiológica, como o uso de barreiras de chumbo; ventilação adequada; monitorização de dose pessoal e o cumprimento das regulamentações de segurança radiológica [62], [67].

A quantidade exata de atividade depende da concentração do radiofármaco, do volume necessário e das instruções do fabricante. Em geral, a dose de exposição na radiofarmácia é mantida abaixo dos limites de dose estabelecidos pelas instituições reguladoras de segurança nuclear, contudo, é importante sublinhar que a exposição à radiação na radiofarmácia é cumulativa ao longo do tempo, especialmente em trabalhadores que manipulam radiofármacos regularmente [98], [99].

2.3.3.3 Equipamentos para obtenção de Imagens de medicina nuclear

A obtenção de imagens na medicina nuclear envolve a utilização de dois equipamentos essenciais: a câmara gama e o tomógrafo de emissão de positrões, PET [66], [100]–[102].

A câmara gama é um dispositivo que possui detetores sensíveis à radiação gama emitida pelo radiofármaco administrado ao paciente [102], [103]. Essa radiação consiste na emissão de fótons que são captados pela câmara e convertidos em sinais elétricos [100]. O brilho de cada emissão será proporcional à energia do fóton incidente, por conseguinte, tanto o número, como a energia, dos fótons incidentes podem ser registados [104], [105]. Através desses sinais, é possível reconstruir uma imagem bidimensional que representa a distribuição espacial do radiofármaco no corpo do paciente, possibilitando a avaliação funcional e estrutural dos órgãos e tecidos [102]–[104], [106], [107].

A câmara gama é amplamente utilizada em diversos estudos clínicos, como cintigrafia cardíaca, cintigrafia óssea e deteção de tumores.

A atividade utilizada durante a realização de um exame de cintigrafia óssea, usando um radiofármaco como o tecnécio-99m, situa-se comumente nos 740 MBq (20 mCi). Dependendo do objetivo clínico, essa atividade é criteriosamente ajustada com a finalidade de se obter uma proporção adequada entre o sinal e o ruído da imagem [61], [102], [104], [105], [108].

Já o PET é um equipamento avançado que se baseia no princípio da deteção de fótons gerados a partir da aniquilação de um positrão com um eletrão [109], [110].

O radiofármaco administrado contém um radionuclídeo emissor de positrões, que emite partículas subatómicas com carga positiva [107], [111]. Quando um positrão encontra um eletrão no corpo do paciente, ocorre uma aniquilação mútua, gerando dois fótons em sentidos opostos [107], [112]. Esses fótons são detetados pelo tomógrafo PET, permitindo a obtenção de imagens tridimensionais (3D) que revelam a distribuição do radiofármaco e a atividade metabólica das células [101], [112].

A quantidade precisa de exposição à radiação na PET assim como na câmara gama, varia de acordo com diversos fatores, incluindo a atividade do radiofármaco; a duração de exposição e a massa do corpo do paciente [113].

É relevante ressaltar que o tecnécio-99m não é utilizado na PET, os emissores de positrões mais comuns são o flúor-18 (F-18), com uma atividade típica de 37 MBq por 10 kg (1mCi/10Kg), ou o Gálio-68 (G-68), com uma atividade 111 MBq (3 mCi) [114], [115].

Por sua vez, tanto na câmara gama quanto na PET, o paciente emite maior quantidade de radiação após a administração do radiofármaco, do que apenas a radioatividade natural de um corpo humano [102]. Desse modo, sempre que possível os profissionais de saúde adotam medidas de proteção, como o aumento da distância entre o paciente e o profissional, para minimizar a exposição à radiação.

2.3.4 Dosimetria

A dosimetria é uma área de estudo que visa quantificar a energia transferida para um material ou tecido exposto à radiação ionizante [116]. Nesse contexto, a dose absorvida desempenha um papel crucial.

A energia de uma radiação ionizante, quando transferida, nem sempre é totalmente absorvida, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. A dose absorvida (D) é uma grandeza fundamental em proteção radiológica e define-se como a energia depositada pela radiação ionizante (dE), por unidade de massa num dado volume (dm) [117], [118]. A unidade S.I. de dose absorvida é o Gray (Gy) e é definida pela equação (1).

$$D = \frac{dE}{dm} \text{ (Gy)} \quad (1)$$

dE é a energia média depositada pela radiação no ponto de interesse, num meio de massa dm .

A determinação precisa da dose absorvida é essencial para avaliar os efeitos biológicos da radiação e garantir a segurança em diferentes aplicações [119], [120].

A medição da dose absorvida é realizada utilizando os dosímetros. Um dosímetro é um instrumento utilizado para quantificar e registrar a magnitude da dose de radiação absorvida, por um objeto ou organismo, num determinado período [121], [122]. Trata-se de uma ferramenta essencial na monitorização e avaliação da exposição à radiação ionizante em diversas áreas, como medicina nuclear, radioterapia e proteção radiológica. Estes instrumentos baseiam-se nas propriedades de materiais sensíveis à radiação, para registrar e quantificar a dose absorvida [121], [123].

Os dosímetros são projetados com base em diferentes princípios de deteção, cada um com suas propriedades específicas de resposta à radiação [121]. Entre os diferentes tipos de dosímetros existentes, os mais utilizados são o filme dosimétrico; os díodos; as câmaras de ionização; o dosímetro de fibra ótica; e o dosímetro termoluminescente (TLD) [121]–[123]. Neste contexto, é pertinente aprofundar-se o último mencionado, uma vez que é utilizado na metodologia desta dissertação.

Um dosímetro termoluminescente é um dispositivo de deteção de radiação que utiliza um material cristalino, frequentemente o fosfato, capaz de armazenar energia quando exposto à radiação ionizante [121]–[124].

Após a irradiação, o dosímetro é submetido a um aquecimento gradual, onde ocorre a libertação da energia previamente armazenada. Este processo resulta na emissão de luz visível, cuja intensidade é diretamente proporcional à quantidade de radiação absorvida [121].

Adicionalmente, estes dosímetros são conhecidos por apresentarem uma alta sensibilidade e precisão, geralmente com uma variação máxima entre 1% a 5% em relação à dose real, permitindo medições confiáveis da dose de radiação absorvida [125].

2.4 Olho

O olho é um órgão imuno-privilegiado devido à vasta rede complexa de mecanismos reguladores, indispensáveis aos tecidos altamente diferenciados e sensíveis que compõem o olho, cuja regeneração é bastante limitada [126], [127].

A percepção visual é um processo complexo, envolvendo um sistema de estruturas especializadas, cada uma com uma finalidade específica [128]. A organização de cada estrutura permite a execução da sua função pretendida, e, qualquer dano que possa ocorrer neste órgão pode ter graves limitações na interação do indivíduo com o mundo em seu redor.

Por norma o olho humano apresenta uma dimensão que oscila entre 22 e 27 mm em diâmetro ântero-posterior e de 69 a 85 mm em circunferência [129]–[133]. O globo ocular está alojado na parte anterior das cavidades ósseas, as órbitas, que juntamente com estruturas associadas, como pálpebras, supercílios, conjuntiva e aparelho lacrimal são responsáveis pela proteção do olho, enquanto os músculos oculomotores asseguram a sua mobilidade [11].

O globo ocular é compartimentado em três câmaras distintas: a câmara anterior, limitada perifericamente pelo ângulo de drenagem da câmara anterior; a câmara posterior demarcada anteriormente pela superfície posterior da íris, posteriormente pela superfície anterior das fibras zonulares, centralmente pelo cristalino, e perifericamente pelos processos ciliares; e a cavidade vítrea demarcada anteriormente pelas fibras zonulares, o corpo ciliar, e o aspeto posterior do cristalino e posteriormente pelo nervo ótico e retina [133]–[139].

Normalmente, o humor aquoso é produzido na câmara posterior, fluindo depois, lentamente, através da pupila para a câmara anterior, e posteriormente é drenado através do canal de Schlemm, localizado onde a íris encontra a córnea [131], [140]. O segmento posterior estende-se desde a superfície do posterior do cristalino até à retina e é preenchido pelo humor vítreo [140], [141]. A pressão resultante da presença desses fluidos preenche o globo ocular e contribui para a sustentação da sua morfologia [140]–[143].

O olho é suprido por uma intrincada rede de vasculatura, que fornece nutrientes essenciais para o seu adequado funcionamento. Ademais, o sistema nervoso, dotado de informações sensoriais e inervação motora, permeia as estruturas e tecidos oculares circundantes [144], [145]. A artéria oftálmica e a artéria central da retina são responsáveis por prover o suprimento sanguíneo vital para cada um dos olhos, como de forma análoga, as veias oftálmicas e a veia central da retina executam a drenagem sanguínea [144]–[146].

O tecido conjuntivo externo do olho, denso e resistente, é responsável pela proteção das estruturas internas e, simultaneamente, garante a manutenção da morfologia ocular, proporcionando resistência à pressão dos fluidos internos [141], [147].

O presente trabalho não se propõe a uma abordagem anatómica da superfície ocular, contudo, é oportuno lembrar, ainda que de formas breve, alguns conceitos estritamente relacionados com o cristalino, estrutura possivelmente comprometida.

2.4.1 Cristalino

Na presente dissertação, será abordada predominantemente a estrutura ocular de enfoque, o cristalino, em virtude da sua suscetibilidade proeminente às lesões decorrentes da radiação ionizante.

O cristalino, lente biconvexa que se localiza na fossa patelar, é sustentado pela zónula de Zinn, fazendo a separação entre a câmara anterior e posterior [148], [149]. Na idade adulta esta estrutura atinge uma extensão equatorial de 9 mm e 5 mm de comprimento ântero-posterior [149], [150].

No decorrer da embriogénese, o cristalino é preenchido por uma camada de células epiteliais que revestem a face interna da parte anterior da estrutura [151]. Essas células epiteliais, situadas na zona germinativa, passam por divisão celular, migram e diferenciam-se em fibras oculares desprovidas de núcleos e outras organelas celulares, as quais são decompostas durante o processo de diferenciação [152]–[154]. A transparência do cristalino é atribuída à ausência de organelas no interior das fibras oculares, bem como à organização profundamente estruturada das proteínas [150], [155], [156].

A lente madura, consiste num tecido exclusivamente epitelial, contido na sua própria membrana basal, a cápsula lenticular [157]. Essa cápsula delimita o perímetro da lente e é através dela que os nutrientes, fatores de crescimento e antioxidantes necessitam atravessar para entrar na lente [158]. Estas características são peculiares de um tecido vivo, requerendo uma organização celular estrutural específica para o desempenho adequado da sua função. Tal arranjo possibilita o contínuo crescimento da lente ao longo da vida, preservando a sua transparência e conseqüentes propriedades refrativas [150], [158]–[160]. Quando ocorrem perturbações nesses processos, a transparência e as propriedades óticas da lente podem sofrer alterações, prejudicando a sua funcionalidade [159].

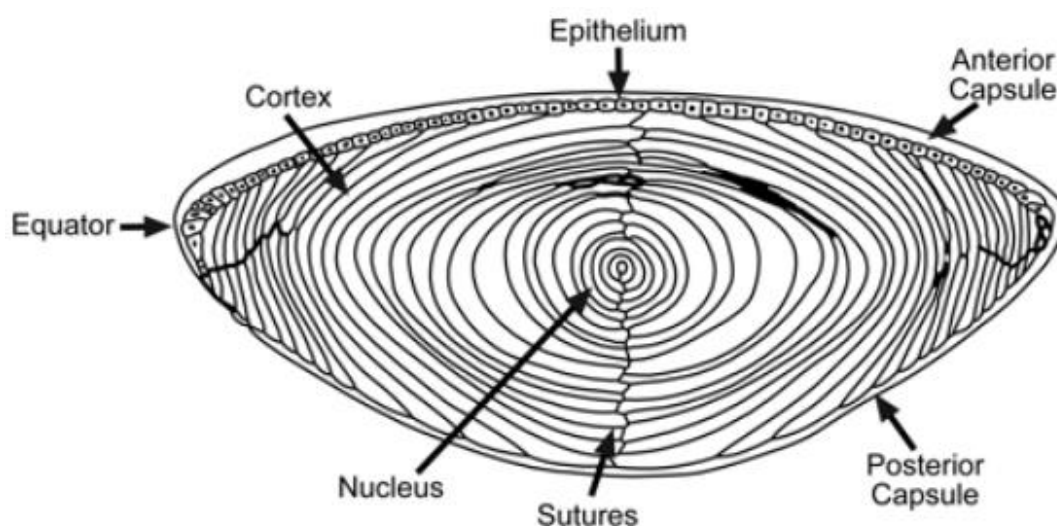


Figura 1 - Fibras concêntricas do cristalino (Fonte: Dauer et al. 2017 [161])

A sua função primordial reside na capacidade de acomodação visual, possibilitando o ajuste preciso do foco de luz que entra no olho, para que a mesma seja corretamente focada na retina, mais precisamente na fóvea, permitindo uma visão clara de objetos a diferentes distâncias. Essa capacidade é viabilizada através de alterações morfológicas e variações de espessura do cristalino, as quais são coordenadas pelos músculos ciliares, dependendo da distância do objeto em foco [162]–[166].

Num estado não-acomodativo o cristalino admite um poder refrativo entre 15 e 20 dioptrias. O índice de refração é maior no núcleo (1,41) e diminui para a periferia (1,385-1,375), porém assume-se um valor fictício de 1,416 [150], [167]–[169].

Para além do seu papel ótico inquestionável, o cristalino exerce uma função protetora notável como um filtro eficaz contra a radiação ultravioleta nociva antes da sua chegada à retina, mitigando potenciais danos oculares associados à exposição a esse comprimento de onda [170].

Ao longo do tempo, o cristalino está suscetível a alterações degenerativas, tais como a formação de opacidades, comumente conhecida como catarata [160], [171].

2.4.2 Catarata

A catarata é descrita como a principal etiologia de cegueira e a segunda mais frequente de deficiência visual, a nível global [172]. A catarata consiste em qualquer processo de opacificação do cristalino, podendo este ser congénito ou adquirido [173]. As alterações degenerativas do cristalino, que implicam perda parcial ou completa da sua transparência, são frequentes [143], [150], [171].

A principal razão da opacificação do cristalino reside na hidratação das fibras intra e intercelulares, na presença de pigmentos, nas variações da configuração proteica e na diminuição do potencial energético [155], [173]. Nesse contexto, a transparência desta estrutura depende das propriedades físico-químicas das suas proteínas.

Os seus principais fatores são a idade; exposição à radiação; predisposição genética; patologias sistémicas; diabetes *mellitus*; terapêutica prolongada de corticosteróides sistémicos e certas condições tais como uveítes, glaucoma, entre outros [171], [174]–[178].

Embora a genética esteja implicada na patogénese das cataratas, a combinação de fatores de stress, dieta e estilo de vida são considerados como os principais fatores que contribuem para o envelhecimento biológico acelerado, resultando num aumento da suscetibilidade a patologias associadas ao envelhecimento, como a catarata [171], [179]–[181].

As células do cristalino são altamente sensíveis ao stress oxidativo [182]–[185]. Além dos radicais livres, moléculas instáveis e altamente reativas, serem formados endogenamente como subprodutos do metabolismo celular, estes também podem ser formados exogenamente devido à exposição a fatores externos, como a radiação [183], [186]–[188]. Com o tempo, a exposição aos radicais livres conduz à acumulação de danos oxidativos nas células causando mudanças na sua estrutura e função, podendo contribuir para o desenvolvimento de catarata [183]–[186], [189].

Embora sejam observadas cataratas congénitas, juvenis e pré-senis, as cataratas senis são o tipo de catarata mais prevalente, onde estudos populacionais, indicam uma incidência de 85% da coorte [177], [190].

A sintomatologia comum é a diminuição progressiva da acuidade visual, assim como perda de nitidez e contraste, sensibilidade à luz e por vezes, visão dupla [173], [191]. Sintomas estes que variam segundo a topografia das opacidades (centrais, nucleares, subcapsulares posteriores ou periféricas corticais) e segundo a sua intensidade. Clinicamente, as cataratas podem ser classificadas com base na morfologia e/ou etiologia subjacente [192]–[194].

2.4.2.1 Classificações de catarata

As opacificações do cristalino geralmente definidas como cataratas, podem desenvolver-se em diferentes partes do cristalino. Para estudos epidemiológicos a classificação das cataratas de acordo com sua localização dentro do cristalino, bem como o tamanho e a intensidade da área opacificada, é um pré-requisito [159], [193], [194].

O método clínico mais utilizado para avaliar a opacificação do cristalino é o sistema de classificação Lens Opacities Classification System III (LOCS III), tendo sido desenvolvido em 1993 por Chylack et al. Este sistema derivou do LOCS II, introduzido em 1989, e, trata-se de um método padronizado e amplamente utilizado para classificar e comparar o tipo e gravidade da catarata [195],[196].

O sistema LOCS III fornece uma classificação qualitativa de três parâmetros principais: opacidade nuclear, opacidade cortical e opacidade subcapsular posterior, sendo que usa seis imagens padronizadas obtidas por uma lâmpada-de-fenda para classificar a opalescência e a cor das cataratas nucleares, e, cinco imagens de retroiluminação para categorizar a catarata cortical e subcapsular posterior [197], [198].

Cada parâmetro é avaliado separadamente numa escala de 0 a 6, sendo que 0 indica a ausência de opacidade e 6 a opacidade mais profusa [199].

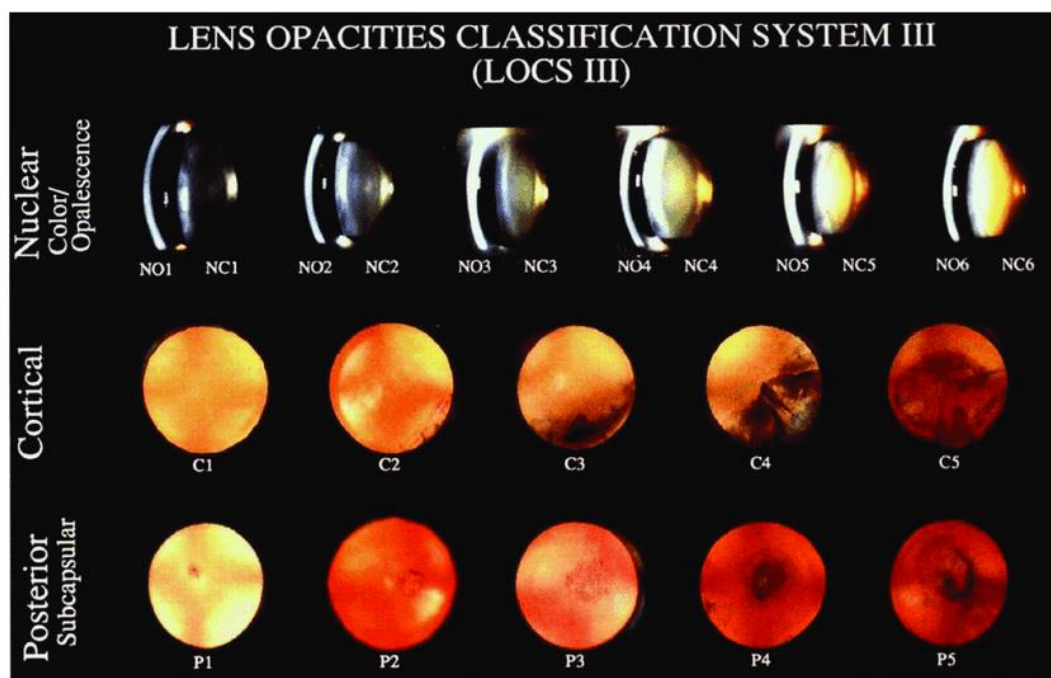


Figura 2 - Sistema de classificação de catarata (LOCSIII) (Fonte: Shiels et al. 2017 [200])

A categorização etiológica inclui: congênita; senil; traumática; pós-irradiação; tóxicas e associadas a doenças sistêmicas [150]. A classificação morfológica, a qual está estritamente relacionada com a posição e o formato das opacidades no cristalino, engloba: a catarata capsular, subcapsular posterior; cortical; nuclear [173], [193], [194], [201].

2.4.3 Catarata radioinduzida

A catarata radioinduzida é uma condição ocular resultante da exposição prolongada à radiação ionizante, frequentemente observada em indivíduos expostos ocupacionalmente, como acontece com os técnicos de medicina nuclear [5], [202]–[204]. A morfologia da catarata resultante da exposição à radiação mais incidente é a subcapsular posterior, embora a incidência de cataratas corticais e nucleares também seja relatada, mas com menor frequência [186], [202], [204], [205].

Esta condição oftálmica é geralmente observada após exposições agudas a altas doses de radiação, como em incidentes nucleares ou em sessões de radioterapia [203], [206]. No entanto, mesmo exposições crônicas a baixas doses podem contribuir para o desenvolvimento de catarata, existindo um longo período de latência entre a exposição e a catarata resultante [207], [208]. A catarata radioinduzida é considerada uma resposta tardia à radiação, podendo manifestar-se meses ou até mesmo décadas após a exposição [209].

Os fatores de risco associados a esta catarata incluem a dose total de radiação; a taxa de exposição; a idade no momento da exposição, sendo que os efeitos da radiação no cristalino são mais pronunciados em indivíduos expostos antes dos 20 anos; a dose cumulativa de exposição ao longo da vida e outros fatores, como diabetes *mellitus* [5], [50], [204], [205].

A exposição a doses elevadas de radiação ionizante tem sido correlacionada com diversas respostas biológicas, como o aumento de stress oxidativo com conseqüente indução de senescência celular e ativação de genes associados ao envelhecimento [203], [210], [211]. A interação da radiação ionizante com o tecido ocular desencadeia processos de ionização e excitação dos átomos [183], [203]. Tais fenômenos ocasionam rupturas no material genético e desequilíbrio no metabolismo celular.

Conforme mencionado anteriormente, o processo de envelhecimento natural leva a modificações nas proteínas e lipídios presentes no cristalino [107], [108]. Similarmente, a exposição à radiação ionizante também induz alterações nos componentes do cristalino [6], [211].

O aparecimento destas cataratas ocorre devido a alterações na permeabilidade da membrana e na função enzimática, bem como ao stress oxidativo e processos associados [150], [187], [212]–[214].

No contexto ocupacional dos técnicos de medicina nuclear, a exposição à radiação ionizante é uma preocupação constante. Durante as suas atividades, manipulam fontes radioativas e realizam procedimentos de imagem que envolvem o manuseio de fontes de radiação ionizante. Essa exposição crônica e repetitiva pode contribuir para o aumento do risco de desenvolvimento de catarata radioinduzida.

2.4.3.1 Outros estudos

A radiação ionizante tem sido objeto de extensas investigações científicas que corroboram a hipótese da sua relação causal com a catarata [7], [203].

Yuan et al. 2013, utilizando um banco de dados nacional de seguros de saúde, teve como principal intuito investigar os efeitos dos exames de tomografia computadorizada em pacientes com tumores craniofaciais e cerebrais [215]. Ao longo de um acompanhamento médio de 10 anos, constatou-se que 0,97% dos pacientes expostos a exames de tomografia computadorizada (TC) desenvolveram catarata, em comparação com 0,72% dos indivíduos não expostos. Observou-se ainda uma relação entre o número de exames de TC realizados e o aumento nas taxas de catarata.

Lian et al. 2015, realizou um estudo com o objetivo de avaliar o risco de cataratas após a exposição prolongada a baixas doses de radiação entre radiologistas industriais e trabalhadores não expostos [216]. Estimou-se que a dose média acumulada no cristalino dos radiologistas tenha sido de 70 mSv, variando entre 0 e 236 mSv. Ao longo de uma média de aproximadamente 12 anos de acompanhamento, ao comparar o grupo de radiologistas com o grupo não exposto, concluiu-se que a incidência de cataratas corticais, cataratas PSC e cataratas de tipo misto foi aproximadamente três vezes mais frequente entre os radiologistas industriais do que entre os indivíduos não expostos.

O estudo Su et al.2021 avalia a prevalência de opacidade do cristalino numa área de alta radiação em Yangjiang e numa área de baixa radiação, Enping [217]. A prevalência de cataratas entre os habitantes de Yangjiang excede aquela observada em Enping. Notavelmente, a catarata cortical apresenta uma prevalência 1,7 vezes superior em Yangjiang, enquanto a catarata nuclear exibe uma prevalência equivalente em ambas as localidades, por sua vez, a catarata PSC registra um número de casos 3,7 vezes mais elevado em Yangjiang quando comparado a Enping.

Outra linha de evidência contundente provém de estudos experimentais em modelos animais, que têm corroborado de maneira consistente os efeitos deletérios da radiação ionizante no cristalino, culminando na formação de catarata [218]–[222]. Os resultados destas pesquisas têm corroborado a noção de que a radiação ionizante pode afetar a estrutura e a função do cristalino, contribuindo para o desenvolvimento de catarata [223].

A convergência dessas diversas abordagens científicas, incluindo estudos epidemiológicos em populações humanas expostas e investigações experimentais em modelos animais, tem reforçado substancialmente a compreensão acerca do impacto da radiação ionizante na patogênese da catarata.

3.1 Introdução

O trabalho desenvolvido para esta dissertação seguiu uma metodologia que se baseou numa divisão do estudo em duas etapas distintas: em primeiro lugar, a simulação por método de Monte Carlo do cálculo do transporte de radiação e a sua interação com a matéria, com consequente estimação de doses absorvidas e em segundo lugar, estudos com dosímetros realizados em profissionais de saúde - técnicos de medicina nuclear - para avaliar a dose de radiação recebida na estrutura ocular por exposição ocupacional.

Relativamente à primeira parte, foram utilizadas simulações de Monte Carlo, uma vez que as mesmas apresentam algumas vantagens em relação à medição empírica, destacando a consideração de aspetos financeiros, uma vez que estas se apoiam em recursos computacionais, de custo geralmente inferior, aos processos de medição na realidade. Outro aspeto relevante reside no fator tempo. O processo de medição na realidade pode estender-se por períodos prolongados. Porém, as simulações possibilitam uma execução ágil e célere, permitindo a avaliação de múltiplos cenários e a iteração dos mesmos com maior facilidade [224], [225].

Em determinadas situações, a medição na realidade pode tornar-se impraticável seja devido a limitações técnicas, éticas ou riscos associados. Nesses contextos, as simulações constituem uma solução viável, permitindo a exploração de vários cenários de maneira segura e eficaz [224], [225].

No entanto, é importante ressaltar que as simulações de Monte Carlo são representações aproximadas do mundo real e estão sujeitas a limitações e incertezas inerentes aos modelos utilizados.

Existe um leque de programas à disposição para a implementação e execução dos métodos Monte Carlo. Dentre eles, destacam-se Geant4, MCNP, FLUKA e o PENELOPE, empregue como o programa escolhido [226]–[229].

O PENELOPE é considerado um dos programas de referência na área de simulação de física de radiação, baseada em Monte Carlo, sendo utilizado por investigadores, profissionais de saúde e engenheiros para aprimorar o conhecimento e desenvolver estratégias de proteção e tratamento relacionados à radiação ionizante.

Note-se que: em relação às características computacionais, o programa empregue foi o PENELOPE, na versão 2011. Este foi executado num computador *Dell Workstation PWS670, XEON, 2.66 GHz*, com o sistema operativo *DOS, Windows XP Pro. Package-ID: NEA-1525/018*.

Na segunda parte será detalhado o procedimento relativo aos dosímetros termoluminescentes utilizados em dois serviços de medicina nuclear da região de Lisboa, nos quais foi feito um estudo observacional transversal.

3.2 Primeira Parte - Monte Carlo

O método de Monte Carlo foi concebido para a análise e resolução de equações ou integrais decorrentes de diversas disciplinas das ciências naturais. No contexto da física médica, esta técnica encontra aplicação em áreas de investigação que englobam a análise das interações entre radiação ionizante e a matéria [230]. Setores como medicina nuclear, radiologia, terapia e proteção radiológica enquadram-se nas áreas em que esta abordagem revela a sua pertinência e utilidade.

O método de Monte Carlo descreve uma área muito ampla da ciência, na qual muitos processos, sistemas físicos e fenómenos são simulados por métodos de cálculo numérico baseados em amostragem variável aleatória, que envolvem: a definição das funções de densidade de probabilidade, geração de números aleatórios, regras de amostragem, estimação do erro, entre outras [230].

A base geral da análise de Monte Carlo é a conceção de um modelo, o mais parecido possível com o sistema físico de interesse real e criar interações dentro desse sistema com base nas probabilidades conhecidas de ocorrência, com amostragem aleatória das funções de densidade de probabilidade (*pdf(x) probability density functions*) [231]. À medida que o número de eventos individuais aumenta, a incerteza estatística diminui.

Deve-se à natureza estocástica dos processos de emissão e deteção de radiação, que o método de Monte Carlo é particularmente interessante para a física médica em áreas como radioterapia, proteção radiológica e medicina nuclear.

Existem vários programas de simulação de Monte Carlo aplicados ao transporte de radiação e cálculo dosimétrico, sendo que no presente estudo recorreu-se ao programa PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*) que simula o transporte de eletrões, positrões e fótons em meios materiais arbitrários, que consistem em regiões homogéneas (corpos) delimitadas por superfícies geométricas [231].

O sucesso deste método aplicado à física médica reside na capacidade das técnicas de Monte Carlo em descrever, com precisão, a física da interação de partículas com a matéria, para determinar a probabilidade e o tipo de interação da radiação com a matéria.

São necessárias expressões matemáticas que forneçam as relações probabilísticas que modelam o comprimento da trajetória de uma partícula individual entre pontos de interação; a escolha do tipo de interação em cada ponto; a quantidade de energia dissipada e a direção dessa dispersão, com a consequente possível produção de partículas secundárias [231]. Qualquer programa de simulação Monte Carlo requer um bom gerador de números aleatórios para se poderem reproduzir os fenómenos estocásticos relevantes para os estudos em causa.

Num exemplo simples para ilustração, considere-se um fóton de uma dada energia a interagir com um qualquer meio material. Considere-se que este fóton pode interagir através de efeito fotoelétrico com uma probabilidade de, por exemplo, 37%, podendo também interagir através de efeito de Compton, com uma probabilidade de 63%. Tratando-se de um fenómeno aleatório ao simular as interações de 2 fótons diferentes, os resultados poderão ser diferentes. Numa simulação Monte Carlo, gera-se um número aleatório x compreendido entre 0 e 1. Para este exemplo simples, se $0 \leq x < 0.37$ o programa considera que o fóton desencadeou um efeito fotoelétrico. Se pelo contrário $0.37 < x \leq 1$ o fóton teria interagido via efeito de Compton. Numa situação realista as probabilidades de cada interação são determinadas pelas secções eficazes diferenciais de cada bem material, com as quais se determinam as supracitadas *probability density functions*. Recorrendo a números aleatórios gerados a grande frequência, o programa Monte Carlo “decide” em cada instante, não apenas o tipo de interação que cada partícula sofre, mas também as novas partículas daí resultantes, as suas energias e as suas direcções de propagação.

O método de Monte Carlo tem vindo a ser utilizado na investigação de vários parâmetros, como a resposta de sistemas de imagens, comparação de métodos de reconstrução de imagem, determinação dos processos de interação da radiação emitida com os órgãos do corpo humano (recorrendo a fantomas), cálculo de doses e atividades, etc.

3.2.1 Objetivo

Conforme mencionado anteriormente, um dos objetivos fundamentais da presente dissertação é quantificar a dose absorvida pela estrutura ocular durante a exposição ocupacional à radiação ionizante, um cenário comum entre técnicos de medicina nuclear. Para atingir esse desígnio, realizou-se uma simulação Monte Carlo que representa o processo de administração do radiofármaco Tc-99m pelo profissional de medicina nuclear ao respectivo paciente.

O tecnécio-99m, radiofármaco selecionado para esta simulação em particular, destaca-se pela sua proeminente aplicação na medicina nuclear especialmente em procedimentos cintigráficos, em virtude da sua característica enquanto emissor gama de energia reduzida, 140 keV, aliada a uma semivida física relativamente curta, cerca de 6 horas [61],[87]. Parâmetros estes que serão integralmente considerados para a simulação.

Uma vez definido o radiofármaco, torna-se imperativo estabelecer o cenário de administração. O cálculo dosimétrico com recurso a modelos anatómicos tem sido um assunto de grande interesse ao longo dos tempos. Estes modelos anatómicos, também denominados de fantasmas, são uma representação matemática virtual do corpo humano baseada em equações quadráticas que representam a combinação e a interseção de planos, esferas, cilindros, cones, elipsoides, paraboloides, etc., de modo a modelar a superfície externa do corpo e órgãos internos, e são utilizados para executar cálculos de dose e para avaliar as interações da radiação com a matéria [231].

Para este propósito, um modelo tridimensional do profissional de medicina nuclear será concebido, através da geometria e respetivas densidades dos órgãos e tecidos pertinentes, baseados em dados antropomórficos padrão, como ilustrado na figura 3, onde se encontra representado um técnico de medicina nuclear (A), a administrar uma solução de tecnécio-99m através de uma seringa (B), no braço de um paciente (C).

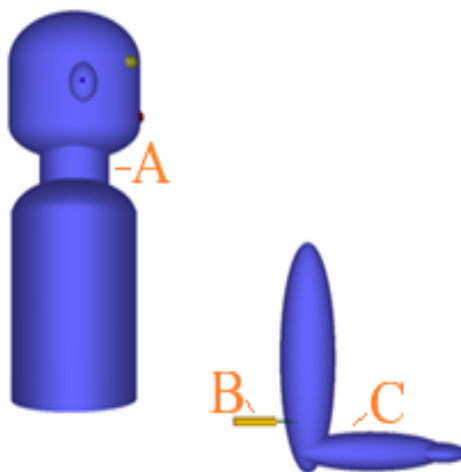


Figura 3 – Plano sagital do cenário de simulação geral: técnico de medicina nuclear (A), seringa de tecnécio-99m (B), braço de um paciente (C)

Através da técnica Monte Carlo, múltiplas trajetórias de fótons de radiação gama emitidos pelo tecnécio-99m serão geradas, e, com base nas trajetórias simuladas, a dose absorvida por cada órgão e tecido relevante será calculada. Isto viabilizará uma análise detalhada dos efeitos da radiação neste caso específico, no técnico de medicina nuclear, objeto de estudo.

Considerações serão feitas em relação à presença ou ausência de proteções de chumbo, assim como à rotação ou não da seringa.

3.2.2 PENELOPE

3.2.2.1 Estrutura do programa *penmain*

O programa *penmain* é um dos programas principais do PENELOPE que realiza simulações de transporte de elétrons-fotões em estruturas materiais complexas. Todo o funcionamento do programa é editado por um ficheiro de introdução de dados (ficheiro *in*), cujos parâmetros são selecionados pelo operador, de acordo com o caso que pretenda simular [231].

O ficheiro *input* funciona como uma referência para a configuração de uma simulação. Neste ficheiro encontra-se a especificação do tipo de partícula primária a ser simulada, incluindo a sua energia, direção, ângulo de incidência e os parâmetros associados ao feixe, como as coordenadas de origem e o ângulo de abertura, ilustrado na figura seguinte.

```
>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2          [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 2.117647058823520E+04 2.542372881355910E+01
SPECTR 2.509803921568620E+04 2.966101694915230E+01
SPECTR 1.587254901960780E+05 -1
SPOSIT 0 29.15 -39.5          [Coordinates of the source]
SCONE 0 0 180                [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME Água.mat              [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3          [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Policarbonato.mat     [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3          [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Alumínio.mat         [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3          [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Chumbo.mat          [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3          [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Ar.mat              [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3          [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
>>>>>>> Geometry definition file.
GEOMFN geometria.geo        [Geometry file, up to 20 chars]
.
NSIMSH 2e7                  [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9                    [Allotted simulation time, in sec]
.
END                          [Ends the reading of input data]
```

Figura 4 - Exemplo de um ficheiro *in*

3.2.2.2 Fonte de radiação

Na configuração da fonte para a simulação em questão, a partícula primária escolhida foi o fóton conforme estabelecido pelo parâmetro SKPAR [231].

```
>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2      [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SPECTR 2.117647058823520E+04 2.542372881355910E+01
...
SPECTR 1.583823529411760E+05 1.800847457627100E+01
SPECTR 1.587254901960780E+05 -1
SPOSIT 0 29.15 -39.5      [Coordinates of the source]
SCONE 0 0 180            [Conical beam; angles in deg]
```

Figura 5 - Definição da fonte de radiação no ficheiro in

De seguida, foi definido um espectro de energia contínua, especificamente o espectro do tecnécio-99m, o qual foi delineado através do parâmetro SPECTR. Relativamente a este parâmetro, em cada linha, são caracterizadas as gamas de energia e a respetiva probabilidade de emissão relativa associada, do espetro [231]. O tecnécio-99m tem um espetro gama descrito na figura 6, com um pico acentuado para energias cerca de 140 keV, e um fundo contínuo para fótons de menor energia.

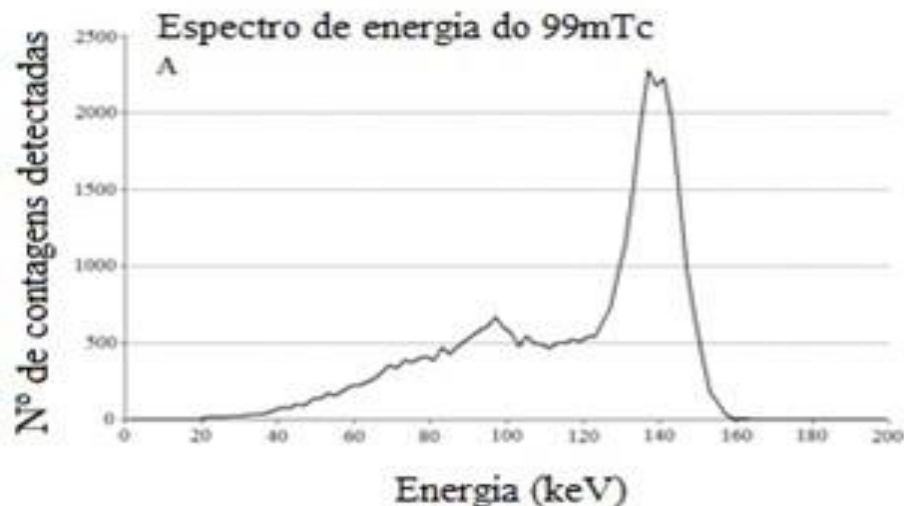


Figura 6 - Espetro de energia do tecnécio-99m [232]

Por exemplo na primeira linha SPECTR da figura 5, o primeiro número 2.117647058823520E+04 indica a energia, em elétron-Volt, e o segundo número 2.542372881355910E+01 a intensidade destes fótons. Com um total de 297 linhas SPECTR descreve-se a distribuição contínua mostrada na figura 6. A última linha SPECTR, repare-se que tem “-1” na intensidade. Tal deve-se à necessidade de encerrar o espetro, procedendo o PENELOPE à normalização automática das intensidades de todas as linhas anteriores a obter uma distribuição de probabilidade.

Posteriormente são especificadas as coordenadas precisas de onde a radiação é emitida pela instrução *SPOSIT* (“*source position*”), que define as coordenadas do centro da fonte externa neste caso (0; 29.15; -39.5) cm, que representa o centro da seringa contendo tecnécio-99m. Esta é a posição do centro da seringa (B) na figura 3.

Em relação à orientação do feixe proveniente de uma fonte cônica, será determinada pelos ângulos *theta*(θ), *phi*(φ) e *alpha* (α), especificados pela instrução *SCONE*. *Theta* e *phi* são ângulos polares/azimute da direção do eixo do feixe, *theta* o ângulo entre o feixe e o eixo dos *ZZ*, e *phi* representará o ângulo que a projeção do feixe no plano *XY* faz com o eixo dos *XX*. Por fim *alpha* corresponde à semi-abertura angular do feixe, em graus [231]. No presente caso, a fonte é isotrópica logo o *alfa* é estabelecido como 180°.

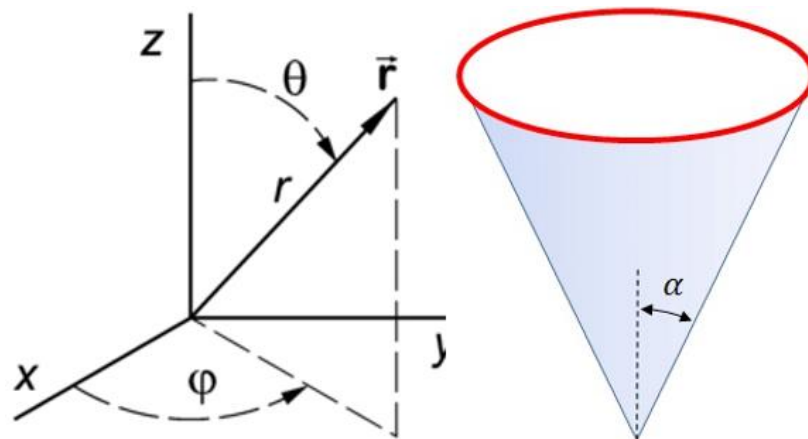


Figura 7 - Representação dos ângulos θ , φ e α . [233]

3.2.2.3 Materiais

O programa PENELOPE lê as informações físicas necessárias correspondentes a cada material (tabelas de propriedades físicas, secções eficazes de interação...) a partir de um arquivo de dados de material. Existem 280 materiais definidos na base de dados do PENELOPE, sendo que alguns desses materiais foram definidos pela ICRP, como os correspondentes a tecidos biológicos. São exemplos o tecido adiposo, osso cortical, tecido pulmonar, musculo esquelético, pele, tecidos moles, entre outros [231]. Por outro lado, existe ainda a possibilidade de definir um material através do programa executável *material*, presente na diretoria *penbase*.

No presente estudo todos os materiais utilizados estavam presentes na base de dados, não tendo sido adicionada nenhuma nova composição de material. O material é guardado num ficheiro com o nome determinado pelo utilizador, com a extensão “. mat”.

```
>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME Água.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Policarbonato.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Alumínio.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Chumbo.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME Ar.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 5e3 5e3 5e3 0.05 0.05 5e3 5e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
```

Figura 8 - Lista de materiais utilizados no ficheiro .in

A instrução *MFNAME* corresponde ao nome do ficheiro do material gerado com antecedência através da execução do programa *material*. No presente projeto procedeu-se à criação dos seguintes materiais:

1. Água - utilizado para simular todo o corpo do técnico e o radiofármaco (material nº278 da base de dados do PENELOPE)
2. Ar - para simular o meio envolvente (material nº104)
3. Alumínio - de modo a simular a agulha da seringa (material nº13)
4. Chumbo - de modo a simular a proteção de chumbo utilizada quando administrados os radiofármacos (material nº82)
5. Poliestireno - de modo a simular o invólucro de plástico da seringa (material nº227)

Subsequente a cada material estão os parâmetros *MSIMPA* que contêm: energias de absorção (*EABS*), parâmetros de dispersão elástica (*C1* e *C2*) onde as partículas dispersas têm a mesma energia que as partículas incidentes; e por fim as perdas de energia para colisões inelásticas e emissão de *bremsstrahlung* (radiação de “desaceleração”) (*WCC* e *WCR*) [231]. Para as simulações efetuadas foram utilizados os valores definidos por defeito para estes parâmetros.

Neste ficheiro de geometria, a primeira linha após cada linha de separação deve identificar o elemento a ser gerado, identificando o seu tipo (superfície, corpo ou módulo) e através de uma numeração consecutiva.

Em seguida, são introduzidos os índices correspondentes às superfícies quadráticas do elemento geométrico que se pretende criar. As superfícies são representadas através de funções analíticas simples e definidas pela equação (2):

$$F(r) = I_1x^2 + I_2y^2 + I_3z^2 + I_4z + I_5 = 0 \quad (2)$$

Esta equação permite descrever planos, esferas, cilindros, cones, elipsoides, paraboloides, hiperboloides, entre outros apresentados através dos exemplos na figura seguinte.

FORMA REDUZIDA	ÍNDICES (I_1, I_2, I_3, I_4, I_5)					SUPERFÍCIE QUÁDRICA
$z - 1 = 0$	0	0	0	1	-1	plane
$z^2 - 1 = 0$	0	0	1	0	-1	pair of parallel planes
$x^2 + y^2 + z^2 - 1 = 0$	1	1	1	0	-1	sphere
$x^2 + y^2 - 1 = 0$	1	1	0	0	-1	cylinder
$x^2 - y^2 - 1 = 0$	1	-1	0	0	-1	hyperbolic cylinder
$x^2 + y^2 - z^2 = 0$	1	1	-1	0	0	cone
$x^2 + y^2 - z^2 - 1 = 0$	1	1	-1	0	-1	one sheet hyperboloid
$x^2 + y^2 - z^2 + 1 = 0$	1	1	-1	0	1	two sheet hyperboloid
$x^2 + y^2 - z = 0$	1	1	0	-1	0	paraboloid
$x^2 - z = 0$	1	0	0	-1	0	parabolic cylinder
$x^2 - y^2 - z = 0$	1	-1	0	-1	0	hyperbolic paraboloid

Figura 10 - Representação de algumas superfícies quadráticas e respetivos índices (Fonte: Salvat et. al. [231])

Na figura 9, é possível observar o código da geometria de uma superfície denominada "seringa", onde os índices (1,0,1,0,-1) definem um cilindro alinhado ao longo do eixo dos YY.

Uma vez definido o elemento geométrico e a sua orientação, procede-se à especificação das dimensões correspondentes. O processo de escalonamento ocorre na direção dos eixos de coordenadas e é determinado por três fatores de escala: o X-SCALE, o Y-SCALE e o Z-SCALE [231]. Como neste caso se pretende um cilindro alinhado ao longo do eixo dos YY, especifica-se o raio desse cilindro, através das instruções X-SCALE e Z-SCALE que, como pode ser observado na figura 9, foram ambas escolhidas como iguais a 0.5 cm. Daqui resulta um cilindro com 1 cm de diâmetro. Caso se tivesse escolhido valores diferentes para X-SCALE e Z-SCALE, a secção reta da seringa seria uma elipse e não um círculo.

Devido à sua orientação ao longo do eixo dos YY o cilindro prolonga-se infinitamente sobre este eixo e sendo, portanto, imperativo limitá-lo com duas superfícies: uma superior em $Y=2.5$ cm e uma inferior em $Y=-2.5$, o que é feito através das superfícies 2 e 3 definidas na figura 9, daqui resultando um comprimento de 5 cm para a seringa.

Conforme previamente mencionado, os sistemas materiais considerados nas simulações são constituídos por corpos homogêneos delimitados por superfícies limitadoras previamente estabelecidas, além da sua composição (material). Portanto, para caracterizar cada corpo, é imperativo especificar as suas superfícies quadráticas limitadoras, juntamente com os *side pointer* correspondentes (+1 ou -1), bem como a sua composição. A instrução *side pointer (SP)* indica se está a ser considerado o interior de uma superfície (SP = -1) ou o seu exterior (SP = +1).

A definição dos corpos (*BODY*) descreve-se pela sequência de informação: número sequencial atribuído ao corpo, o número que identifica o material que compõe o corpo e, por fim, as superfícies anteriormente determinadas que delimitam o corpo. Neste ficheiro de geometria, o número de material é totalmente arbitrário, contudo é crucial que corresponda à ordem dos materiais presentes no ficheiro de simulação (ficheiro.in) [231].

Neste caso específico a primeira secção da seringa foi o primeiro corpo a ser definido, e é composta por plástico. As superfícies que a definem foram previamente definidas: superfície 1 que corresponde a um cilindro alinhado ao longo do eixo dos YY, aqui tomado com SP = -1, correspondente, portanto ao interior da seringa; as superfícies limitadoras 2 e 3, com SP 1 e -1, respetivamente, fazem com que a seringa seja limitada ao intervalo [-2,5 e 2,5] cm segundo o eixo dos YY.

```
BODY ( 1) Seringa 1ª secção
MATERIAL( 2) plástico
SURFACE ( 1), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 2), SIDE POINTER=( 1)
SURFACE ( 3), SIDE POINTER=(-1)
```

Figura 11 - Código que define o corpo 1, correspondente à 1ª secção da seringa

Em determinadas simulações foi necessário realizar a rotação da seringa e para acelerar as operações de geometria, os corpos que constituíam a mesma (1ª e 2ª secção, agulha e tecnécio-99m) foram agrupados num módulo. Este módulo é definido pela superfície 12, uma esfera com um raio de 7,2 cm. Esta esfera engloba os 6 corpos que compõem a seringa, e é composta por vácuo. Foi criada com o propósito de permitir que a seringa sofra uma rotação, na sua totalidade. A função de rotação é determinada pelos três ângulos de Euler : *omega* (ω), *theta* (θ) e *phi* (ϕ)¹[234], [235].

Estes representam uma sequência de rotações em relação aos eixos de coordenadas. Inicialmente, o ângulo ω realiza uma rotação em torno do eixo dos ZZ, seguido por uma rotação do ângulo θ em torno do novo eixo dos YY. Por fim, o ângulo ϕ corresponde a uma nova rotação em torno do novo eixo dos ZZ. Neste caso, a "seringa" foi submetida a uma rotação de 45 graus relativamente ao ω e a uma rotação de -90 graus em relação ao θ [231].

¹ Os ângulos *theta* e *phi* mencionados aqui não devem ser confundidos com os ângulos de mesmo nome utilizados na instrução SCONE.

3.2.3 Procedimento

Uma vez estabelecidos os materiais de cada fantoma, resta abordar o contexto global da simulação.

Na figura seguinte, delinea-se a geometria geral, com o retângulo azul circunscrevendo a configuração do corpo do profissional de medicina nuclear. No interior do retângulo vermelho, encontra-se a seringa, inserida no membro superior do paciente, simulando a administração do radiofármaco. Claramente esta é uma representação muito simplificada do cenário real, onde se inclui o braço do paciente; o tronco, pescoço e cabeça do técnico de medicina nuclear e a seringa de administração do radiofármaco. Tal deve-se à necessidade de limitar a tempos razoáveis a duração de cada simulação, visto que, quando mais meio material estiver presente no fantoma mais demoradas serão estas simulações.

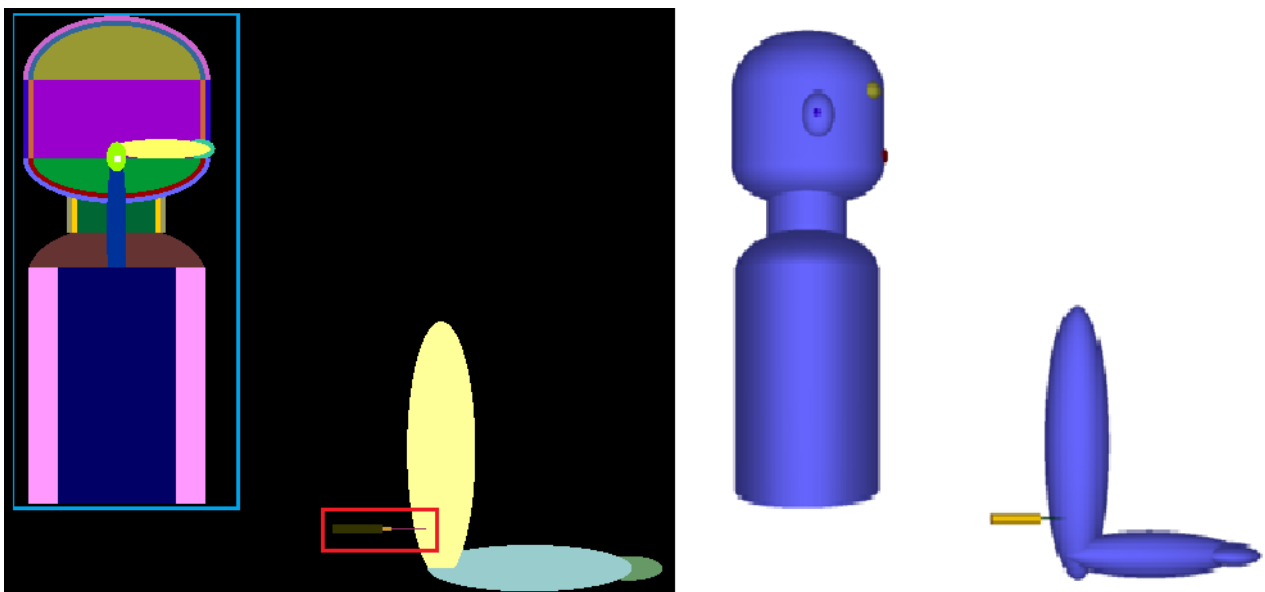


Figura 13 – Corte sagital da geometria da situação geral no gview2d (à esquerda) e no gview3d (à direita)

Faz-se notar que se optou pela utilização exclusiva de água em todos os corpos da simulação, com exceção da seringa, como uma medida de simplificação. Tal simplificação é comum neste género de estudos, dado que a densidade do corpo humano é bastante semelhante à da água.

Na figura subsequente, vislumbra-se a representação da região cefálica do técnico de medicina nuclear, na qual se delineiam diversas estratificações anatômicas. O elipsoide azul-claro representa a camada cutânea, enquanto o verde-claro retrata o componente muscular subjacente. As áreas laranja e roxo referem-se aos ossos cranianos, e, de maneira particular, os dois elipsoides superiores representam a estrutura ocular. Por fim, o círculo azul inferior simboliza a presença de ar das vias aéreas superiores.

Já na representação à direita encontra-se as várias secções do olho: o cristalino representado por um elipsoide amarelo; a córnea por um círculo azul; a retina pela secção rosa e por fim o elipsoide verde que representa o humor vítreo.

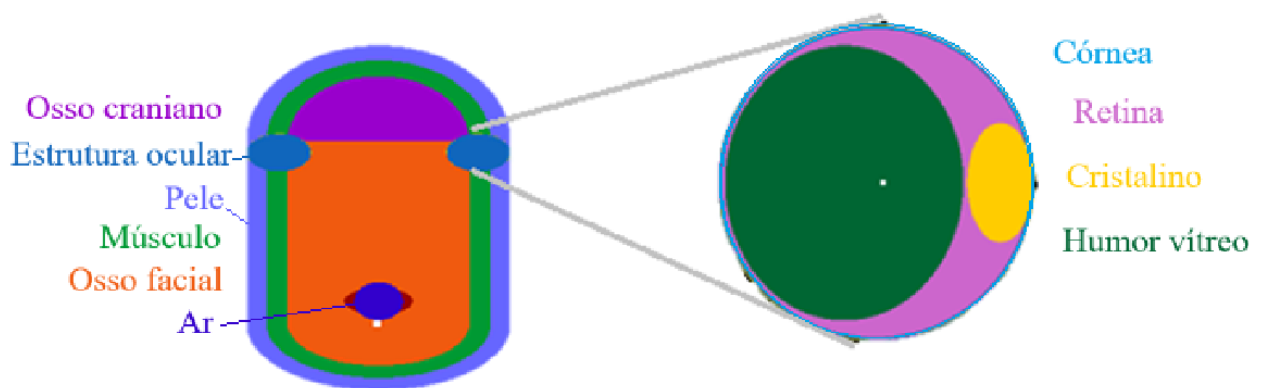


Figura 14 - Corte coronal da região cefálica do técnico de medicina nuclear (à esquerda) acompanhado de um corte sagital da estrutura ocular (à direita)

Uma vez delineada a configuração do cenário geral, proceder-se-á à avaliação dos cenários de simulação mediante a modificação de diversos parâmetros.

Com efeito, a dose de radiação recebida por um indivíduo está intrinsecamente ligada à quantidade e natureza da radiação nesse ambiente, à distância entre a fonte e o indivíduo e os meios materiais que compõem o sistema, bem como a sua disposição geométrica. Nesse sentido, torna-se imperativo compreender o comportamento da radiação em distintos cenários, a fim de avaliar os riscos para a saúde e discernir a pertinência de adotar novas medidas de proteção.

Fonte de radiação contínua/pontual

A fonte de radiação contínua e a fonte de radiação pontual deverão demonstrar efeitos antagônicos nas simulações realizadas. Numa fonte pontual, os fótons emitidos percorrem distâncias idênticas, resultando numa atenuação uniforme. Contudo, numa fonte contínua, os fótons são emitidos ao longo de todo o composto líquido na seringa, levando a percorrer distâncias diferentes e, conseqüentemente, adquirem atenuações distintas. Como é passível de verificar na figura subsequente.

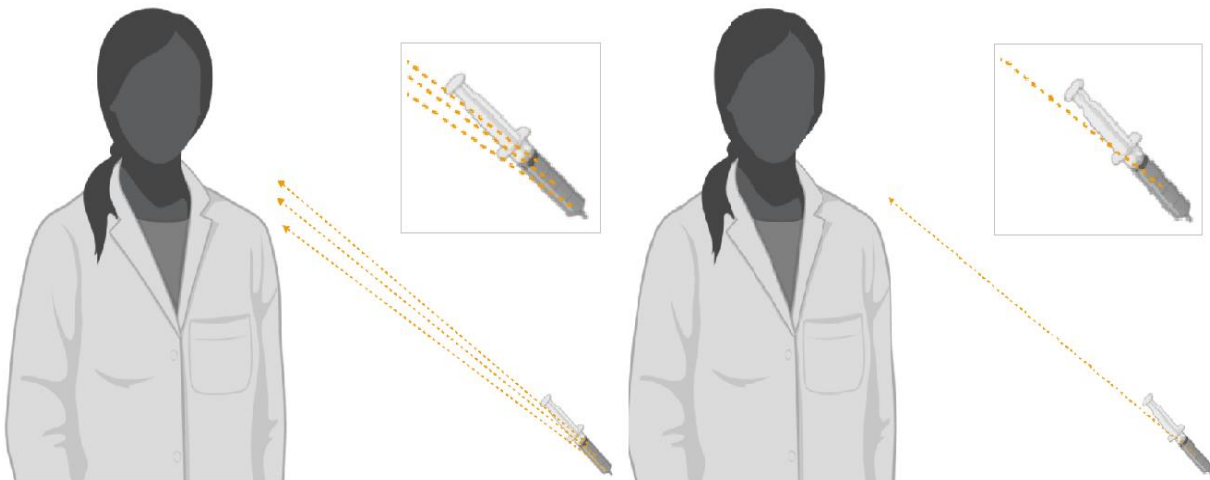


Figura 15 - Representação de uma fonte contínua (à esquerda) e de uma fonte pontual (à direita)

No atual contexto, em que a fonte radioativa corresponde ao conteúdo de uma seringa, ou seja, o tecnécio-99m, que é um composto líquido, a configuração contínua demonstra ser a mais verossímil. No entanto, quando as simulações envolvem uma fonte de radiação pontual tendem a ser mais céleres, possibilitando a realização de simulações com um maior número de partículas, resultando numa menor margem de erro.

Conforme mencionado anteriormente no capítulo que aborda a definição da fonte de radiação, no ficheiro de simulação, as coordenadas de uma fonte externa são determinadas pelo parâmetro SPOSIT, conforme demonstrado na figura abaixo. No exemplo seguinte apresenta-se a configuração para uma fonte pontual, onde foram utilizadas as coordenadas 0, 27.75, -38 cm, que indicam o centro da seringa.

```

SPECTR 1.580392156862740E+05 2.224576271186420E+01
SPECTR 1.583823529411760E+05 1.800847457627100E+01
SPECTR 1.587254901960780E+05 -1
SPOSIT 0 27.75 -38 [Coordinates of the source]
SCONE 0 0 180 [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME H2O.mat [Material file, up to 20 chars]

```

Figura 16 - Ficheiro in de uma simulação com fonte pontual

Para simular uma fonte contínua, é adicionado o parâmetro SBOX (ver figura 17), que descreve uma caixa. Esta caixa é centrada no ponto determinado por SPOSIT (SX0, SY0, SZ0) e possui dimensões especificadas pelos comprimentos SSX, SSY e SSZ - neste caso dimensões 1.2 cm segundo X, 7.3 cm segundo Y e 7.4 cm segundo Z. Estas dimensões foram escolhidas de forma que esta caixa englobasse por completo toda a seringa, incluindo a agulha. O volume ativo dentro dessa caixa pode ser restrito a um corpo ou a um conjunto de corpos, os quais devem ser previamente definidos como partes da geometria [231].

No caso específico mencionado, os corpos 4, 5 e 6 representam os distintos componentes da seringa que contém tecnécio-99m. Ao incluir as instruções SBODY 4, 5 e 6, o PENELOPE considera que a fonte radioativa apresenta uma atividade constante nos volumes definidos pela interseção dos corpos 4, 5, e 6 com a caixa SBOX. Desta maneira garante-se que todo o interior da seringa tem uma atividade constante.

```

SPECTR 1.587254901960780E+05 -1
SPOSIT 0 29.15 -39.5 [Coordinates of the source]
SBOX 1.2 7.3 7.4 [Source box dimensions]
SBODY 4 [Active source body; one line for each body]
SBODY 5 [Active source body; one line for each body]
SBODY 6 [Active source body; one line for each body]
SCONE 0 0 180 [Conical beam; angles in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME H2O.mat [Material file, up to 20 chars]

```

Figura 17 - Ficheiro in de uma simulação com fonte contínua

Com/sem a utilização do chumbo de proteção

Em exames com administração de Tc-99m é frequente utilizar uma proteção sob a forma de um invólucro de chumbo, de espessura tipicamente de 1,5 mm em redor da seringa. A utilização da proteção de chumbo é uma estratégia recorrente para mitigar a exposição à radiação ionizante, uma vez que o chumbo consiste num material espesso e de alta densidade, 11.3 g/cm³, que propicia uma eficaz absorção da maioria das partículas radioativas [236]. Deste modo, quando utilizada corretamente, a proteção de chumbo deve reduzir a exposição do técnico à radiação.

Nesse contexto, foi executada uma simulação considerando tanto a presença quanto a ausência da proteção de chumbo em volta da seringa, de modo a comparar a distribuição de dose de radiação no ambiente em questão.

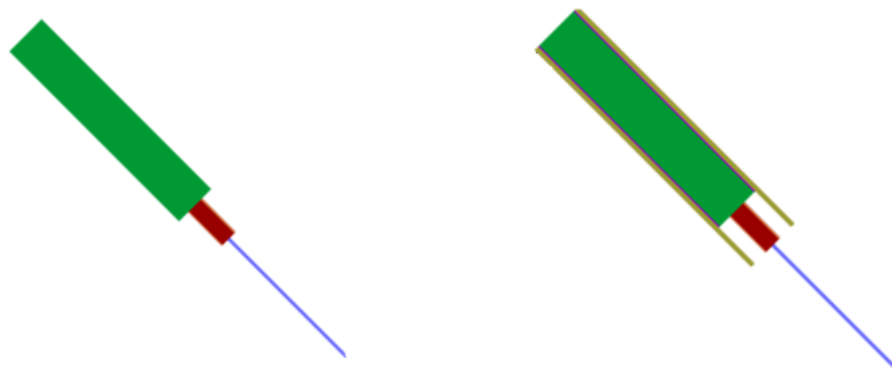


Figura 18 - Fantoma da seringa sem chumbo (à esquerda) e com chumbo (à direita)

Esta análise permitirá determinar a eficácia do uso da proteção de chumbo, bem como a adequação dessa estratégia para o ambiente em questão, identificando áreas potencialmente subprotegidas. Neste sentido, antevê-se que na ausência da proteção, a dose de radiação seja superior e distribuída de forma diferente comparativamente à presença da proteção.

A seguinte figura representa o fantoma da seringa utilizado na simulação em questão, acompanhado das respetivas medidas dimensionais.

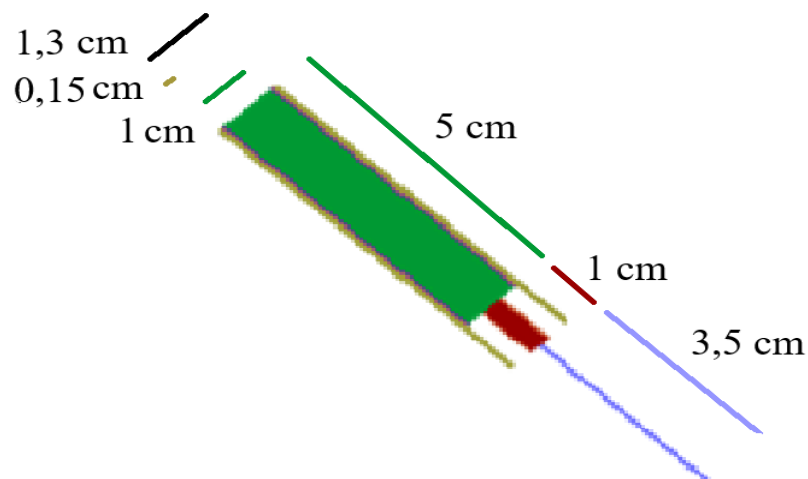


Figura 19 - Fantoma da seringa com respetivas medidas

A seringa é constituída por duas seções, como representada na figura anterior, a primeira com 5 centímetros de comprimento e um diâmetro de 1 cm, enquanto a segunda tem apenas 1 centímetro de comprimento, acompanhada por uma agulha de 3,5 centímetros. A proteção de chumbo possui uma espessura de 0.15 cm. Estas informações, assim como detalhes adicionais podem ser verificadas através do código ilustrado no apêndice 1.

Com/sem inclinação da seringa

A orientação da fonte de radioatividade certamente terá um impacto nas doses absorvidas tanto pelo olho quanto pela tiroide, dada a escolha propositada da orientação em direção a essas duas estruturas. No entanto, é plausível esperar um comportamento divergente dependendo da presença de proteção de chumbo. Por outras palavras, quando o chumbo é utilizado como medida de segurança, antecipa-se um risco reduzido quando a seringa não está diretamente alinhada com os olhos/tiroide, uma vez que a radiação emitida será mais previsível e uniforme, e, será direcionada primordialmente numa única direção, a fim de atingir o peito, neste caso específico. Por outro lado, na ausência de proteção de chumbo, presume-se que o risco será menor quando a seringa se encontra rodada.



Figura 20 - Fantoma da seringa sem rotação

De maneira sucinta, cabe salientar que a inclinação da fonte de radiação pode manifestar alguma influência no percurso da radiação, o que, por sua vez, influencia a quantidade de radiação absorvida pelo técnico de medicina nuclear.

É imprescindível considerar a orientação da fonte de radiação para aferir os perigos associados à exposição em distintas regiões anatómicas do corpo humano e em diferentes situações, como é o caso da seringa rodada.

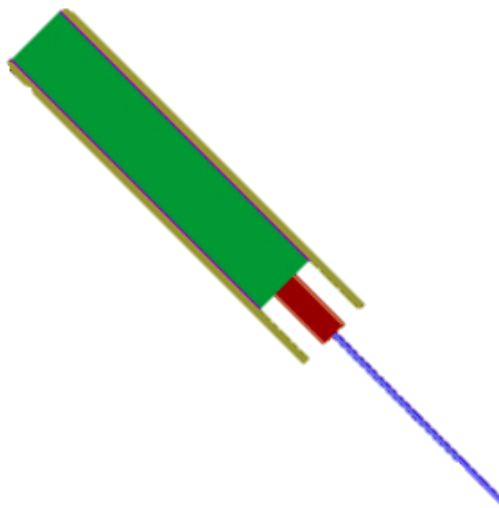


Figura 21 - Fantoma da seringa com rotação

Como já foi referido no capítulo da definição de geometria, para permitir a rotação da seringa, foi estabelecido um módulo que engloba todos os corpos que a compõem.

Com /sem ar

A presença ou ausência de ar no meio circundante à seringa durante uma simulação de administração de um radiofármaco poderá induzir efeitos distintos.

É evidente que o cenário de simulação mais verossímil é aquele que inclui a presença de ar. No entanto, as simulações onde foi considerada a ausência de ar têm uma duração menor, o que possibilita, portanto, a execução de simulações com um número maior de partículas, resultando, conseqüentemente numa redução da margem de erro associada aos resultados obtidos.

Por tal razão, procedeu-se à realização de simulações tanto na condição de presença quanto de ausência de ar.

A presença de ar pode ocasionar dispersão e atenuação da radiação emitida pelo radiofármaco, podendo influenciar a distribuição da radiação na região de interesse. Na presença do meio atmosférico, surge a possibilidade da ocorrência da dispersão de Compton, em que os fótons entram em colisão com elétrons, resultando na transferência de energia e ocasionando uma mudança na trajetória desses fótons [237]. Tal fenômeno acarreta alterações nas trajetórias e na energia absorvida dos tecidos circundantes. Adicionalmente, a presença do meio aéreo pode conduzir à atenuação da radiação, reduzindo, assim, a intensidade dos fótons que atingem o tecido-alvo.

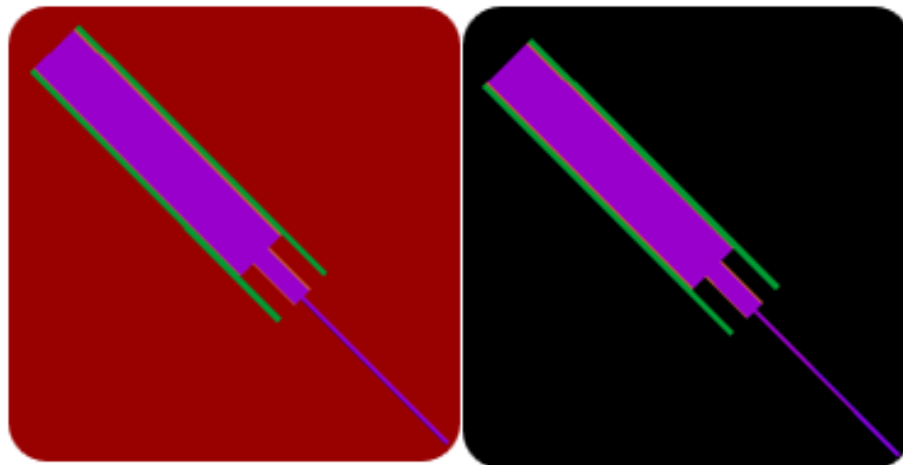


Figura 22 - Presença de ar (à esquerda) e ausência de ar (à direita) no meio circundante à seringa

Em contrapartida, em simulações nas quais se exclui a presença do ar, como meio circundante à seringa, os efeitos de dispersão e atenuação provenientes do referido meio são descartados. Essa situação pode resultar numa distribuição de dose mais precisa e concentrada na região de interesse. Deste modo, ao efetuar uma simulação Monte Carlo, onde se pretende representar a administração de um radiofármaco, deverá considerar-se a presença ou ausência de ar no meio circundante à seringa, pois tais condições podem exercer algum impacto na distribuição da radiação e nos resultados obtidos durante a simulação.

Para que pudesse ser simulada a presença de ar envolta da seringa foi criado novamente um módulo, que englobasse todos os corpos que compõem a simulação, através de seis superfícies simples que abrangessem todo o cenário da administração, com o material correspondente ao ar, como é possível verificar na figura subsequente. Especificamente criaram-se as superfícies 38 a 43, descrevendo uma caixa de dimensões $-50 \leq x \leq 50$, $-50 \leq y \leq 50$ e $-7.5 \leq z \leq 30$ cm, dentro da qual se incluíram os corpos 7 a 28 e o módulo 29. Desta maneira o PENELOPE assume que o volume dentro da caixa não ocupado por estes corpos, é composto por ar.

```

MODULE ( 30) caixa de ar
MATERIAL( 4) ar
SURFACE ( 38), SIDE POINTER=( 1) Z = -7.5
SURFACE ( 39), SIDE POINTER=(-1) Z = 30
SURFACE ( 40), SIDE POINTER=( 1) X = -50
SURFACE ( 41), SIDE POINTER=(-1) X = 50
SURFACE ( 42), SIDE POINTER=( 1) Y = -50
SURFACE ( 43), SIDE POINTER=(-1) Y = 50
BODY ( 7), SIDE POINTER=( 1) Cara - tecidos moles
BODY ( 8), SIDE POINTER=( 1) Cara - osso
BODY ( 9), SIDE POINTER=( 1) Cara - pele
BODY ( 10), SIDE POINTER=( 1) Queixo - Tecidos Moles
BODY ( 11), SIDE POINTER=( 1) Queixo - Osso
BODY ( 12), SIDE POINTER=( 1) Queixo - Pele
BODY ( 13), SIDE POINTER=( 1) Testa - Cérebro
BODY ( 14), SIDE POINTER=( 1) Testa - Osso
BODY ( 15), SIDE POINTER=( 1) Testa - Pele
BODY ( 16), SIDE POINTER=( 1) Pescoço - Músculo
BODY ( 17), SIDE POINTER=( 1) Pescoço - Osso
BODY ( 18), SIDE POINTER=( 1) Pescoço - Pele
BODY ( 19), SIDE POINTER=( 1) Olho Direito
BODY ( 20), SIDE POINTER=( 1) Olho Esquerdo
BODY ( 21), SIDE POINTER=( 1) Orelha Direita
BODY ( 22), SIDE POINTER=( 1) Buraco na orelha direita
BODY ( 23), SIDE POINTER=( 1) Orelha Esquerda
BODY ( 24), SIDE POINTER=( 1) Buraco na orelha Esquerda
BODY ( 25), SIDE POINTER=( 1) Boca
BODY ( 26), SIDE POINTER=( 1) Ar na boca
BODY ( 27), SIDE POINTER=( 1) Ar na traqueia
BODY ( 28), SIDE POINTER=( 1) Esfera na traqueia
MODULE ( 29), SIDE POINTER=( 1) seringa

```

Figura 23 - Módulo correspondente à caixa de ar presente no ficheiro geo

3.2.4 Cálculo de doses

Nesta secção ir-se-á explicar como transformar os resultados fornecidos pelo programa PENELOPE em doses comparáveis com limites legais de exposição de técnicos de saúde. O PENELOPE, como qualquer simulador de Monte Carlo descreve processos aleatórios – neste caso as interações da radiação ionizante com a matéria, que sendo processos quânticos são inerentemente aleatórios [231]. Por conseguinte, quando se fazem N simulações com o programa PENELOPE e ele fornece um resultado para a energia depositada por feixe de fótons num dado corpo, esse valor corresponde à energia média depositada por cada fóton no corpo referido, e não a energia depositada pelos N fótons. Também muito importante é o facto deste valor médio vir associado a uma incerteza estatística (barra de erro) que será tanto mais pequena quanto maior for o número de simulações. De facto, uma das características no método Monte Carlo é a incerteza relativa de uma simulação diminuir com o inverso da raiz quadrada do número de simulações [231].

Será depois necessário converter os resultados fornecidos pelo PENELOPE – que constituem valores médios de energias depositadas por fóton em cada corpo do fantoma considerado, e as barras de erro associadas – em valores das doses recebidas durante uma administração de tecnécio-99m. Para tanto será necessário calcular, para uma dada atividade de radiofármaco e uma dada duração de exposição, o número total de fótons emitido.

Relativamente ao número de simulações, conforme mencionado previamente, o parâmetro NSIMSH, que determina o número de simulações desejadas, na fase experimental foi escolhido como 2×10^7 . No entanto, devido à considerável incerteza estatística observada, para algumas simulações foi decidido aumentar esse valor para 2×10^8 . Além disso, em algumas simulações específicas, foi possível realizar simulações 2×10^9 . A escolha deste número de simulações foi pautada por tentar obter incertezas percentuais para as doses calculadas tão baixas quanto possível, nomeadamente que permitissem tirar conclusões ao comparar duas simulações em condições distintas – por exemplo quando se tenta concluir se a presença de ar nas simulações tem impacto mensurável nos resultados obtidos.

No entanto a escolha do número de simulações também obedeceu a critérios de ordem prático, nomeadamente o tempo necessário para a execução das referidas simulações. À medida que o fantoma considerado se tornava mais complexo, contendo mais matéria ou simplesmente contendo a proteção de chumbo, a duração das simulações aumentava. Por exemplo, uma simulação com 2×10^7 , com a seringa rodada e com a presença de chumbo demorou 10.077 minutos e a simulação 2×10^9 também com a seringa rodada, mas sem chumbo demorou mais de duas semanas. Portanto foi necessário em algumas situações chegar a um compromisso entre as incertezas obtidas e o tempo disponível para executar este trabalho.

Para concretizar, num programa Monte Carlo é fornecido o valor médio (\bar{x}) para uma dada grandeza X, que vem afetado por uma barra de erro (Δx). Essa barra de erro varia com o inverso da raiz quadrada do número de medições (\sqrt{N}):

$$\begin{aligned} X &= \bar{x} + \Delta x \Leftrightarrow \\ \Leftrightarrow \Delta x &\cong \frac{K}{\sqrt{N}} \end{aligned} \quad (3)$$

em que K é uma constante. Isto implica que, à medida que o número de medições aumenta, a incerteza estimada diminui. Por exemplo, ao passar de 2×10^7 (20 milhões) para 2×10^9 (2 mil milhões) simulações, espera-se que a barra de erro diminua aproximadamente um décimo.

$$\text{Para 20 milhões de simulações } \Delta x_1 \cong \frac{K}{\sqrt{2 \times 10^7}} = 2,24 \times 10^{-4} K \quad (4)$$

$$\text{Para 2 mil milhões de simulações } \Delta x_2 \cong \frac{K}{\sqrt{2 \times 10^9}} = 2,24 \times 10^{-5} K \quad (5)$$

Calculando a relação entre estes erros, através da fórmula:

$$\frac{\Delta x_1}{\Delta x_2} \cong \frac{\frac{K}{\sqrt{2 \times 10^7}}}{\frac{K}{\sqrt{2 \times 10^9}}} \cong \frac{\sqrt{2 \times 10^7}}{\sqrt{2 \times 10^9}} \cong \sqrt{\frac{1}{100}} \cong \frac{1}{10} \quad (6)$$

Nas simulações que serão efetuadas, o PENELOPE fornecerá os valores médios das energias depositadas por cada fóton emitido pela fonte radioativa nos diversos corpos do fantoma, bem como a incerteza associada a essa energia. Desta maneira, pode obter-se a dose por fóton absorvida por um dado corpo dividindo a energia depositada nesse corpo pela respetiva massa. A dose total será então a dose por fóton multiplicada pelo número total de fótons emitidos durante a administração [238]–[240]:

$$\text{Dose total} = \text{Dose por fóton} \times \text{n}^\circ \text{ de fótons emitidos durante a administração} \quad (7)$$

Como mencionado a dose por fóton será dada por:

$$\text{Dose por fóton} = \frac{\text{energia por fóton}}{\text{massa}} \quad (8)$$

O PENELOPE fornece resultados para as energias depositadas por fóton em elétron-Volt (eV). Dado que a dose é definida como a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material irradiado, e é expressa em Gray (Gy), onde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$, é necessário passar as energias de eV para joule (J) através do fator de conversão [241].

$$1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ J} \quad (9)$$

Quanto à massa (m) de cada corpo, a mesma será calculada através do seu volume (V) multiplicado pela densidade (ρ) de cada corpo – recorde-se, no entanto, foi considerado um fantoma simplificado em que todo o técnico de saúde é composto por água, pelo que esta densidade é simplesmente $\rho = 1.0 \text{ g/cm}^3$.

A maior parte dos órgãos do fantoma desenvolvido corresponde a figuras geométricas como cilindros e elipsoides, pelo que o seu volume foi calculado simplesmente com recurso às fórmulas de volume destes sólidos.

Para um elipsoide, o volume pode ser calculado usando a fórmula específica:

$$V = \frac{4}{3} \times \pi \times \frac{x}{2} \times \frac{y}{2} \times \frac{z}{2} \quad (10)$$

sendo V o volume de interesse e x , y e z os eixos do elipsoide. O volume de um cilindro é dado por:

$$V = \pi r^2 \times h \quad (11)$$

onde r representa o raio e h o comprimento. Por fim, o volume de uma esfera de raio r é dado pela seguinte fórmula:

$$V = \frac{4}{3} \times \pi \times r^3 \quad (12)$$

Irá considerar-se a estrutura do olho direito para exemplificar o cálculo da dose por fotão, uma vez que o foco desta tese é a estrutura ocular.

Primeiramente, procede-se ao cálculo do volume do olho direito, que como mostrado no apêndice 2 é um elipsoide de eixos $x=2.4 \text{ cm}$, $y=2.6 \text{ cm}$ e $z=1.8 \text{ cm}$, pelo que o seu volume será igual a :

$$V = \frac{4}{3} \times \pi \times \frac{2.4}{2} \times \frac{2.6}{2} \times \frac{1.8}{2} = 5,881 \text{ cm}^3 \quad (13)$$

Deste modo obtém-se para a massa do olho direito $m = 1.0 \times 5,881 = 5,881 \text{ g}$.

No que toca à energia por fóton depositada no olho, esta foi obtida através das simulações, e neste caso selecionou-se a simulação de 2 mil milhões de partículas primárias (2×10^9), sem a presença de chumbo e de ar, na fonte pontual, como é possível verificar na tabela apresentada no apêndice 3. Daí vemos que a energia depositada no olho direito foi de $7,760 \times 10^{-1} \pm 1,200 \times 10^{-2} \text{eV}$. Através destes dados é possível calcular a dose depositada por cada fóton:

$$\begin{aligned} \text{Dose por fóton} = D_\gamma &= \frac{(7,760 \times 10^{-1} \text{ eV}) \times (1,6 \times 10^{-19} \text{ J})}{5,881 \text{ (g)} \times 10^{-3} \text{ (kg)}} \\ &= 2,111 \times 10^{-17} \text{ Gy} , \end{aligned} \quad (14)$$

em que a respetiva barra de erro é obtida por:

$$\Delta D_\gamma = \frac{(1,200 \times 10^{-2} \text{ eV}) \times (1,6 \times 10^{-19} \text{ J})}{5,881 \text{ (g)} \times 10^{-3} \text{ (kg)}} = 3,265 \times 10^{-19} \text{ Gy} . \quad (15)$$

Nos apêndices 3 a 18 constatar-se-ão as mesmas contabilizações para todas as distintas simulações e entidades corporais.

Obtida a dose por fóton, é necessário determinar o número de fótons emitidos durante a administração, com base na atividade do material radioativo administrada ao paciente e na constante de decaimento radioativo [242]. Recorde-se que a atividade (A) é a taxa de decaimento de um material radioativo, ou seja, o número de desintegrações nucleares por segundo. Esta grandeza está relacionada com o número de núcleos radioativos (N) e com a constante de decaimento (λ) através da expressão

$$A \text{ (Bq)} = \lambda \text{ (s}^{-1}\text{)} \times N \quad (16)$$

onde já foram utilizadas as unidades S.I. para a atividade e a constante de decaimento.

A constante de decaimento radioativo para uma dada substância é um valor específico que depende das propriedades nucleares do material em questão [242]. Está relacionada com a semivida física ($t_{1/2}$) da substância através da equação:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{t_{1/2}} \text{ (s}^{-1}\text{)} \quad (17)$$

O número de núcleos radioativos em ordem ao tempo de uma dada amostra segue uma evolução exponencial, através da seguinte expressão[242]

$$\begin{aligned} N(t) &= N_0 e^{-\lambda t} \Leftrightarrow \\ \Leftrightarrow N(t) &= N_0 e^{-0,693 \frac{t}{t_{1/2}}} \end{aligned} \quad (18)$$

em que N_0 é o número de núcleos da amostra no instante em $t = 0$. Usando a equação 17 podemos assim relacionar a atividade inicial A_0 com N_0 :

$$N_0 = \frac{A_0 \times t_{1/2}}{0,693} \quad (19)$$

O número de fótons emitidos, durante a administração, pelo tecnécio-99m será igual ao número de decaimentos radioativos decorridos durante esse mesmo período, que por sua vez será igual à variação do número de núcleos, ΔN , ocorrida durante esse intervalo, $[0, t]$.

Então assume-se que [242]:

$$\begin{aligned} \Delta N &= N(0) - N(t) \Leftrightarrow \\ \Leftrightarrow \Delta N &= N_0 - N_0 e^{-0,693 \frac{t}{t_{1/2}}} \Leftrightarrow \\ \Leftrightarrow \Delta N &= N_0 \times \left(1 - e^{-0,693 \frac{t}{t_{1/2}}} \right) \Leftrightarrow \\ \Leftrightarrow \Delta N &= \frac{A_0 \times t_{1/2}}{0,693} \times \left(1 - e^{-0,693 \frac{t}{t_{1/2}}} \right) \end{aligned} \quad (20)$$

Assim, para uma atividade inicial administrada $A_0 = 1 \text{ MBq} = 1 \times 10^6 \text{ Bq}$ (o que corresponde a uma amostra em que se tem um milhão de decaimentos gama por segundo, ou seja, um milhão de fótons emitidos por cada segundo), com uma duração de administração de $t = 1$ minuto e sabendo que a semivida física do Tc-99m é muito aproximadamente de $t_{1/2} = 6$ horas, obtém-se que o número total de fótons emitidos durante o administração, N_γ , será igual a :

$$N_\gamma = \Delta N = 5,993 \times 10^7 \quad (21)$$

A título de curiosidade poder-se-ia obter este mesmo resultado através de um Desenvolvimento de Taylor para a exponencial, [231]:

$$e^x \cong 1 + x, \text{ se } x \approx 0 \quad (22)$$

De facto, como o tempo de administração considerado é muito inferior à semivida física, é possível assumir que:

$$t \ll \frac{t_{1/2}}{2}, \quad e^{-0,693 \frac{t}{t_{1/2}}} \cong 1 - 0,693 \frac{t}{t_{1/2}} \quad (23)$$

e portanto

$$\begin{aligned} \Delta N &\cong \frac{A_0 \times t_{1/2}}{0,693} \times \left(1 - \left(1 - e^{-0,693 \frac{t}{t_{1/2}}} \right) \right) \Leftrightarrow \\ &\Leftrightarrow \Delta N \cong A_0 \times t \end{aligned} \quad (24)$$

Como $A_0 = 1 \times 10^6$ Bq e $t = 60$ segundos, obtém-se imediatamente $\Delta N \cong 6 \times 10^7$ decaimentos, em acordo com o resultado da equação 21.

Então, com o resultado para a dose por fóton obtido na equação 14 e este valor para o número de fótons emitidos durante a administração, obtém-se para a dose absorvida pelo olho direito (em Gy) por cada minuto de administração e cada MBq de atividade administrada, o seguinte valor:

$$\begin{aligned} D_T = \text{Dose Total (Gy /min/1 MBq)} &= 2,111 \times 10^{-17} \times 5,993 \times 10^7 \\ &= 1,265 \times 10^{-9} \text{ Gy}, \end{aligned} \quad (25)$$

com uma incerteza de

$$\Delta D_T = 3,265 \times 10^{-19} \times 5,993 \times 10^7 = 1,957 \times 10^{-11} \text{ Gy}, \quad (26)$$

É este o procedimento que é seguido para todos os resultados mostrados nas secções subsequentes. Os valores das energias depositadas em cada corpo nas simulações efetuadas para os diferentes cenários considerados são apresentados nos apêndices 3 a 18.

3.3 Segunda parte - Dosímetros termoluminescentes

Relativamente à segunda parte, dois serviços de medicina nuclear na região de Lisboa receberam um invólucro com dosímetros de corpo inteiro e dosímetros de cristalino, ambos com as respetivas configurações de suporte. Eis as características dos referidos dosímetros:

Tipos de dosímetros utilizados:

- Dosímetro cd.CE2 para as configurações de corpo inteiro.
- Dosímetro cd.CR2 para a configuração de cristalino

Características dos elementos detetores

- Tipo de detetor: Fluoreto de Lítio (LiF: Mg, Ti), Fabricante Saint-Gobain Crystals, marca BICRON, modelo TLD-100.
- Tamanho: A dimensão dos detetores é de 3 mm de longitude por 3 mm de largura.
- Espessura: A espessura dos detetores é de 0,9 mm.

Os dosímetros de corpo inteiro e cristalino cumprem os critérios definidos no Decreto-Lei 184/2015 e as seguintes especificações técnicas requeridas [125], [243]:

Tabela 1 - Características Técnicas dos Dosímetros

	cd.CE2 Corpo inteiro	cd.CR2 Cristalino
Dose equivalente pessoal (Magnitude)	Hp profunda (10) e Hp superficial (0,07)	Hp (3)
Sensibilidade/ Radiação	RX, γ , β	
Detetor	TLD100 (LiF; Mg, Ti)	
Intervalo de doses (*)	[0.01 mSv - 10 Sv]	
Dose mínima mensurável	0,10 mSv	
Linearidade	Até 1Sv	
Energia	15 keV- 1,3MeV (RX, γ) 0.5 MeV - 3MeV (β)	
Ângulo de incidência	$\pm 60^\circ$	
Reprodutibilidade	Variação máxima de 2%	
Condições ambientais	Resposta estável até 40°C e humidade de 20% a 90%	

(*) Intervalo coberto pelos detetores

O dosímetro individual de corpo inteiro encontra-se protegido por uma caixa de policarbonato transparente e tem uma presilha para a correta colocação do dosímetro; é intransferível; deve ser utilizado durante todo o dia de trabalho por baixo de qualquer proteção que seja utilizada, como por exemplo um avental de chumbo [125].



Figura 24 - Dosímetro de corpo inteiro

O dosímetro de cristalino contém um orifício projetado para a inserção de uma tira e um encaixe, para posteriormente colocar a mola de suporte [125].

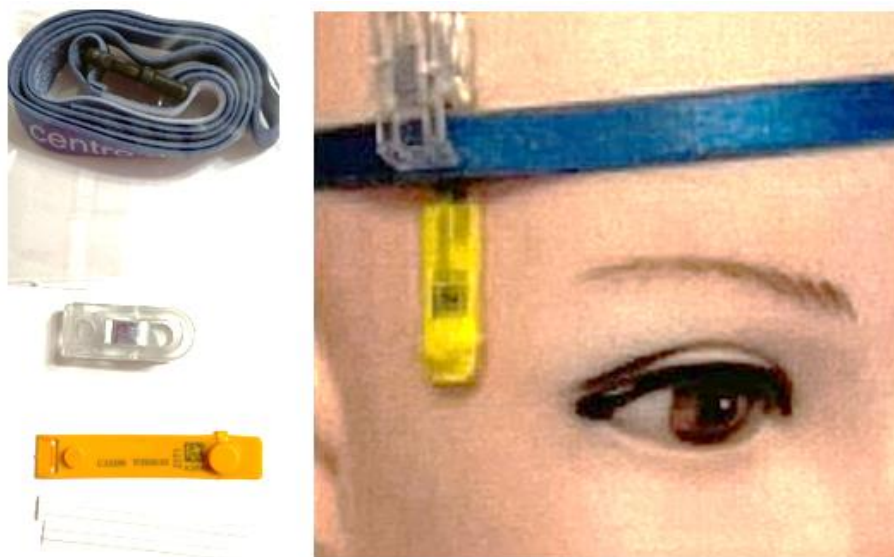


Figura 25 - Dosímetro de cristalino e respetiva colocação (Fonte: Centro de dosimetria de Lisboa [125])

Do ponto de vista funcional, os dispositivos são projetados para uso individual e possuem dados do utilizador, bem como um código de barras exclusivo gravado a laser, o que facilita a identificação tanto do serviço, quanto do usuário, permitindo a rastreabilidade dos dispositivos [125]. Os mesmos possuem uma cápsula soldada por ultrassom para alojar os detetores e possuem uma coloração laranja que permite identificar um trimestre ímpar [125].

3.3.1 Tipo de estudo e amostra

No que diz respeito à metodologia adequada aos objetivos gerais e específicos expostos, trata-se de um estudo observacional transversal, pautado pela questão orientadora: “Qual o risco para a estrutura ocular decorrente da exposição ocupacional à radiação ionizante em técnicos de medicina nuclear?”.

A amostra do presente estudo caracteriza-se como não probabilística por conveniência e heterogénea. Os indivíduos participantes neste estudo são técnicos de medicina nuclear, recrutados em dois serviços de medicina nuclear da região de Lisboa, aqui designados por A e B.

Os técnicos mencionados participaram neste estudo, mediante a obtenção de consentimento informado aprovado pela respetiva comissão de ética. Cumpre salientar que ao presente estudo foi atribuído o código CE-ESTeSL-Nº. 103-2022.

No dia 10 de fevereiro os dosímetros foram devidamente fornecidos aos serviços designados. A coleta de dados utilizando os referidos dosímetros foi iniciada no dia 13 de fevereiro.

Os técnicos de ambos os serviços seguiram criteriosamente as instruções fornecidas pelo centro de dosimetria, posicionando os dosímetros de acordo com as diretrizes estabelecidas. Posto isto, a cada procedimento realizado, os técnicos diligentemente registaram as informações obtidas numa folha de registo concebida para esse fim (apêndice 19).

A coleta de dados terminou no dia 12 de maio, e no dia 19 de maio os dosímetros foram recolhidos e entregues no respetivo centro de dosimetria.

Relativamente ao tratamento de dados, os dados clínicos recolhidos para o estudo serão estritamente confidenciais e unicamente utilizados para este estudo.

4 Resultados e discussão de resultados

4.1 Dose efetiva absorvida em técnicos de medicina nuclear, recorrendo a simulação Monte Carlo

Apresentam-se os resultados referentes à estrutura ocular e ao músculo do pescoço. O olho, por ser o foco central desta dissertação, receberá atenção primordial. Ademais, o músculo do pescoço é levado em conta para simular a radiação que alcançará a tireoide. Ambas as regiões anatómicas possuem limites estabelecidos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), para o olho, mais precisamente para o cristalino, o limite de dose equivalente anual ocupacional é de 20 mSv ou de 100 mSv por um período de cinco anos consecutivos, desde que a dose máxima num ano não ultrapasse os 50 mSv, como referido anteriormente no capítulo dos limites de dose estabelecidos, para a tireoide, o limite também é de 20 mSv [44], [45].

Inicialmente foi realizada uma simulação usando apenas o modelo genérico do olho e outra simulação com o olho segmentado, com o propósito de determinar se há alguma discrepância na dose para o cristalino e para o olho em geral. A dose total para o olho é maior do que a dose para o cristalino, embora estejam dentro das grandes margens de erro. Todas as seguintes simulações foram realizadas com o modelo de olho genérico, uma vez que o cristalino é uma estrutura tão pequena que resultaria numa margem de erro consideravelmente maior. Seria necessário aumentar o número de simulações para obter resultados estatisticamente significativos, e isso significaria consequentemente aumentar o tempo de simulação. No entanto, não representa um problema uma vez que se está a sobrestimar a dose, tornando a abordagem estatisticamente conservadora. Os estudos Piwowarska-Bilska et al. 2019 [244], Sisai et al. 2020 [245] e Lindholm et al. 2020 [246] corroboraram que a utilização de um dosímetro para o cristalino não é imperativa, visto que o rácio $H_p(3)/H_p(10)$ do estudo pode ser empregue para uma estimativa aproximada da dose no cristalino.

Note-se ainda que todos os resultados apresentados, relativos à estrutura ocular, apenas contemplarão o olho direito, contudo os mesmos princípios são igualmente aplicáveis ao olho esquerdo de forma análoga.

Em todas as análises subseqüentes, os resultados apresentados dizem respeito às doses totais absorvidas por cada corpo durante 1 minuto, por 1 MBq de atividade administrada ao paciente.

4.1.1 Fonte pontual vs. Fonte contínua

Uma vez mais, sublinha-se a premissa de que a utilização de uma fonte de radiação contínua oferece um cenário mais verossímil, dada a natureza líquida do tecnécio-99m, o qual emana radiação de forma contínua ao longo do conteúdo da seringa, semelhante ao estudo Rita et al. 2021 [247]. Não obstante, as simulações efetuadas com uma fonte de radiação pontual possuem um peso computacional menor, outorgando, assim, a possibilidade de realizar simulações com uma amostragem maior dado que são mais céleres, convergir para uma significativa mitigação da margem de erro associada.

Na presente secção, são expostas e submetidas à análise as simulações realizadas sem a presença de ar e sem a proteção de chumbo, uma vez que estas apresentam uma margem de erro inferior, a fim de avaliar o efeito da fonte de radiação pontual em comparação com a fonte contínua.

Olho direito

Tabela 2 - Resultados, para 2×10^9 simulações, das doses depositadas no olho direito e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa.

	Dose (Gy)	Erro (Gy)	Intervalo (Gy)
Sem rotação, fonte pontual	$1,267 \times 10^{-9} \pm 1,959 \times 10^{-11}$		$[1,247 \times 10^{-9}; 1,286 \times 10^{-9}]$
Sem rotação, fonte contínua	$1,241 \times 10^{-9} \pm 1,959 \times 10^{-11}$		$[1,222 \times 10^{-9}; 1,261 \times 10^{-9}]$
Com rotação, fonte pontual	$1,105 \times 10^{-9} \pm 1,796 \times 10^{-11}$		$[1,087 \times 10^{-9}; 1,123 \times 10^{-9}]$
Com rotação, fonte contínua	$1,166 \times 10^{-9} \pm 1,796 \times 10^{-11}$		$[1,148 \times 10^{-9}; 1,184 \times 10^{-9}]$

Para estes cenários foi possível fazer em tempo útil 2×10^9 simulações o que permitiu obter valores de dose com uma barra de erro da ordem 1,5%. Note-se que, apesar das incertezas reduzidas de cada resultado, os intervalos de dose depositada no olho direito resultantes de uma administração do radiofármaco tomado com fonte pontual ou com fonte contínua, com uma seringa não rodada, ou seja em posição horizontal, intersejam-se. Ou seja, não se consegue aferir, neste caso, que haja alguma diferença entre fazer uma simulação com fonte contínua ou fonte pontual.

O mesmo já não é verdade para o caso da seringa com rotação (recorde-se que a rotação da seringa foi escolhida para que a mesma ficasse direcionada para o rosto do técnico de medicina nuclear). De facto, considerando os resultados das duas últimas linhas da tabela 2 vê-se que os intervalos de dose obtidos para uma fonte contínua e uma fonte pontual não se intersejam.

Verifica-se ainda que a dose depositada no olho direito é superior quando é simulada uma fonte com distribuição contínua nesta configuração com a seringa rodada. De facto, os resultados obtidos mostram que a dose média da fonte pontual é aproximadamente $0,948 \pm 0,021$ vezes inferior à dose média da fonte contínua.

A incerteza deste rácio é obtida através da propagação dos erros de cada uma das doses individuais, ou seja, para um rácio $R = x/y$, tem-se que

$$\Delta\left(\frac{x}{y}\right) = \sqrt{\left(\frac{\Delta x}{y}\right)^2 + \left(\frac{x\Delta y}{y^2}\right)^2}.$$

Uma vez que a fonte radioativa com distribuição contínua origina uma maior dose nos olhos do que uma fonte pontual, pelo menos na situação com a seringa rodada, faz com que nas secções seguintes apenas se apresentem os resultados para fontes contínuas. Desta maneira assegura-se que se estão a apresentar as situações mais conservadoras, garantindo que não se subestimam as doses a que o técnico está sujeito.

Como comparação discutir-se-ão agora os resultados obtidos para a tiroide do técnico. Recorde-se que estamos a aproximar a dose na tiroide pela dose no músculo do pescoço do técnico de medicina nuclear.

Tiroide

Tabela 3 - Resultados, para 2×10^9 simulações, das doses depositados na tiroide e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa

	Dose (Gy)	Erro (Gy)	Intervalo (Gy)
Sem rotação, fonte pontual	$7,146 \times 10^{-10} \pm 9,963 \times 10^{-13}$		$[7,136 \times 10^{-10}; 7,156 \times 10^{-10}]$
Sem rotação, fonte contínua	$7,145 \times 10^{-10} \pm 1,967 \times 10^{-12}$		$[7,126 \times 10^{-10}; 7,165 \times 10^{-10}]$
Com rotação, fonte pontual	$5,463 \times 10^{-10} \pm 1,712 \times 10^{-12}$		$[5,446 \times 10^{-10}; 5,480 \times 10^{-10}]$
Com rotação, fonte contínua	$5,769 \times 10^{-10} \pm 1,763 \times 10^{-12}$		$[5,752 \times 10^{-10}; 5,787 \times 10^{-10}]$

Para a tiroide, nas simulações sem rotação, a interseção dos intervalos de incerteza indica que não há evidência suficiente para afirmar que as doses da fonte pontual e contínua sejam estatisticamente diferentes entre si. Sendo que os dois intervalos se intersejam, apenas é possível afirmar que os mesmos são concordantes e que a dose pode assumir qualquer valor do intervalo, ou seja, a mesma conclusão obtida para o olho.

Contudo, nas simulações com rotação, é possível concluir, que mais uma vez a dose média da fonte pontual é aproximadamente $0,947 \pm 0,004$ vezes inferior à dose média da fonte contínua.

Em ambas as estruturas, é evidente que não se pode fazer qualquer suposição em relação às simulações sem rotação. Contudo, no que diz respeito às simulações com a seringa rodada, a fonte contínua acarreta uma maior dose do que a fonte pontual. Isto ocorre devido à emissão de fotões ao longo da seringa, em diferentes distâncias, enquanto na fonte pontual os fotões são emitidos apenas a partir do centro da seringa, sempre à mesma distância, o que é concordante com o estudo Morhrasi et al. 2022 [248].

4.1.2 Ausência de ar vs. Presença de ar

Dado que já se procedeu à comparação entre a fonte pontual e a fonte contínua, doravante, esta secção dedicar-se-á à análise de simulações com fonte contínua, uma vez que esta simulação ostenta maior verossimilhança e maior dose depositada nos olhos do técnico (pelo menos no caso da seringa com rotação) pelo que estamos a ser conservadores nesta abordagem, o mesmo se sucede no estudo Rita et al. 2021 [247].

Nesta secção, serão analisadas simulações de fonte contínua, desprovidas da proteção de chumbo, com o intuito de comparar a presença e a ausência de ar no ambiente circundante à administração do radiofármaco. Evidencia-se que o cenário simulado mais fiel à realidade é aquele que incorpora a presença de ar. No entanto, as simulações que consideraram a ausência de ar apresentam uma duração mais breve, o que, por conseguinte, viabiliza a realização de simulações com um maior número de partículas primárias, resultando, portanto, numa redução da barra de erro associada aos resultados adquiridos.

Por tal motivo, procedeu-se à condução de simulações tanto na condição de presença quanto de ausência de ar.

É importante ressaltar que, para as simulações envolvendo rotação, apenas foi viável a execução de 2×10^8 simulações.

Olho

Tabela 4 - Resultados, para 2×10^9 simulações, das doses depositados no olho direito e respetivos erros. Todas as simulações feitas com fonte contínua e sem proteção de chumbo na seringa.

	Dose (Gy)	Erro (Gy)	Intervalo (Gy)
Sem rotação, com ausência de ar	$1,241 \times 10^{-9} \pm 1,959 \times 10^{-11}$		$[1,222 \times 10^{-9}; 1,261 \times 10^{-9}]$
Sem rotação, com a presença de ar	$1,248 \times 10^{-9} \pm 1,959 \times 10^{-11}$		$[1,229 \times 10^{-9}; 1,268 \times 10^{-9}]$

Tabela 5 - Resultados, para 2×10^8 simulações, das doses depositados no olho direito e respetivos erros. Todas as simulações feitas com fonte contínua e sem proteção de chumbo na seringa.

	Dose (Gy)	Erro (Gy)	Intervalo (Gy)
Com rotação, com ausência de ar	$1,161 \times 10^{-9} \pm 5,878 \times 10^{-11}$		$[1,102 \times 10^{-9}; 1,219 \times 10^{-9}]$
Com rotação, com a presença de ar	$1,104 \times 10^{-9} \pm 5,714 \times 10^{-11}$		$[1,047 \times 10^{-9}; 1,161 \times 10^{-9}]$

Tiroide

Tabela 6 - Resultados, para 2×10^9 simulações, das doses depositados na tiroide e respectivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa

	Dose (Gy)	Erro (Gy)	Intervalo (Gy)
Sem rotação, com ausência de ar	$7,145 \times 10^{-10} \pm 1,967 \times 10^{-12}$		$[7,126 \times 10^{-10}; 7,165 \times 10^{-10}]$
Sem rotação, com a presença de ar	$7,133 \times 10^{-10} \pm 1,967 \times 10^{-12}$		$[7,113 \times 10^{-10}; 7,152 \times 10^{-10}]$

Tabela 7 - Resultados, para 2×10^8 simulações, das doses depositados na tiroide e respectivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa

	Dose (Gy)	Erro (Gy)	Intervalo (Gy)
Com rotação, com ausência de ar	$5,757 \times 10^{-10} \pm 5,620 \times 10^{-12}$		$[5,701 \times 10^{-10}; 5,814 \times 10^{-10}]$
Com rotação, com a presença de ar	$5,759 \times 10^{-10} \pm 5,620 \times 10^{-12}$		$[5,702 \times 10^{-10}; 5,815 \times 10^{-10}]$

Para a estrutura ocular assim como para a tiroide, seja sem rotação ou com rotação da seringa, existe uma interseção dos intervalos de incerteza em ambas as simulações, o que sugere que não há evidência estatisticamente significativa para afirmar que as doses com a presença ou ausência de ar, sejam diferentes entre si. A sobreposição dos intervalos indica que as doses podem ser consideradas concordantes, e, portanto, a dose real pode assumir qualquer valor dentro desses intervalos.

4.1.3 Ausência de chumbo vs. Presença de chumbo

Considerando que já se procedeu à análise comparativa entre a inexistência e a existência de ar, daqui em diante, as simulações limitar-se-ão a simulações desprovidas de presença de ar. É notório que a simulação que mais se aproxima da realidade é aquela que integra a presença de ar. No entanto, como já foi referido anteriormente, dado que a simulação sem ar demanda um tempo mais reduzido, torna possível a execução de simulações com um maior número de partículas primárias, o que implica simulações de maior precisão.

Desse modo, nesta secção, são submetidas a averiguação simulações com fonte contínua e isentas de ar, a fim de comparar o impacto da proteção chumbo envolta na seringa.

Note-se que nesta secção todos os resultados provêm de simulações com 2×10^7 partículas primárias (100 vezes menos do que nas secções anteriores). Isto deve-se ao facto da presença da proteção de chumbo no fantoma aumentar imenso o tempo necessário para cada simulação terminar de correr, tal como referido anteriormente.

Olho

Tabela 8 - Resultados, para 2×10^7 simulações, das doses depositados no olho direito e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa.

	Dose (Gy)	Erro (Gy)	Intervalo (Gy)
Sem rotação sem chumbo	$1,246 \times 10^{-9} \pm 1,959 \times 10^{-10}$		$[1,050 \times 10^{-9}; 1,442 \times 10^{-9}]$
Sem rotação com chumbo	$1,085 \times 10^{-10} \pm 5,061 \times 10^{-11}$		$[5,788 \times 10^{-11}; 1,591 \times 10^{-10}]$
Com rotação sem chumbo	$1,091 \times 10^{-9} \pm 1,796 \times 10^{-10}$		$[9,119 \times 10^{-10}; 1,271 \times 10^{-9}]$
Com rotação com chumbo	$3,310 \times 10^{-10} \pm 9,143 \times 10^{-11}$		$[2,396 \times 10^{-10}; 4,225 \times 10^{-10}]$

Para a estrutura ocular, nas simulações sem a presença de ar com fonte contínua e sem a seringa rodada, com base nos resultados apresentados, pode-se afirmar de forma consistente que o olho direito recebe uma dose significativamente maior, aproximadamente $11,484 \pm 5,653$ vezes, quando não é utilizada a proteção de chumbo em comparação com o uso da proteção de chumbo.

Ainda para a estrutura ocular, nas simulações sem a presença de ar com fonte contínua com a seringa rodada, com base nos resultados apresentados, de maneira consistente, é possível afirmar que o olho direito recebe uma dose significativamente maior, aproximadamente $3,296 \pm 1,060$ vezes, quando não é utilizada a proteção de chumbo em comparação com o uso da proteção de chumbo.

Tiroide

Tabela 9 - Resultados, para 2×10^7 simulações, das doses depositados na tiroide e respetivos erros. Todas as simulações feitas sem ar na sala e sem proteção de chumbo na seringa.

	Dose (Gy)	Erro (Gy)	Intervalo (Gy)
Sem rotação sem chumbo	$7,174 \times 10^{-10} \pm 1,967 \times 10^{-11}$		$[6,978 \times 10^{-10}; 7,371 \times 10^{-10}]$
Sem rotação com chumbo	$9,027 \times 10^{-11} \pm 6,897 \times 10^{-12}$		$[8,337 \times 10^{-11}; 9,716 \times 10^{-11}]$
Com rotação sem chumbo	$5,800 \times 10^{-10} \pm 1,763 \times 10^{-11}$		$[5,623 \times 10^{-10}; 5,976 \times 10^{-10}]$
Com rotação com chumbo	$4,519 \times 10^{-10} \pm 1,558 \times 10^{-11}$		$[4,363 \times 10^{-10}; 4,675 \times 10^{-10}]$

Note-se que, nas simulações sem a presença de ar com fonte contínua sem a seringa rodada, observa-se que a tiroide recebe uma dose significativamente maior, aproximadamente $7,947 \pm 0,645$ vezes, quando a proteção de chumbo não é utilizada em comparação com o seu uso.

Ainda para a tiroide, as simulações sem a presença de ar com fonte contínua com a seringa rodada, revelam uma diferença entre a dose recebida no músculo do pescoço, quando é utilizada a proteção de chumbo. A dose é aproximadamente $1,283 \pm 0,059$ vezes superior quando não é empregue a proteção.

Tal como seria de esperar a dose recebida tanto na estrutura ocular como na tiroide é consideravelmente menor quando a proteção de chumbo é utilizada, o mesmo também é verificado nos estudos Carinou et al. 2015 [249], Bruchmann et al. 2016 [250] e Cunha et al. 2023 [251].

4.1.4 Análise da relação entre a quantidade de administrações realizadas e a conformidade aos limites de dose

Nesta secção, apresentam-se os registos referentes à frequência das administrações realizadas por cada técnico de medicina nuclear incluído neste estudo. Estes dados foram obtidos ao longo de um período de 3 meses, através da folha de registo disponibilizada aos técnicos em ambos os serviços, tal como supracitado no subcapítulo 3.4.1 (apêndice 19). O propósito destes registos é proporcionar uma compreensão da frequência com que um técnico de medicina nuclear realiza administrações por dia, permitindo a extrapolação dos resultados obtidos na secção anterior para uma condição equivalente à prática clínica. Além disso, objetiva-se avaliar a conformidade da atividade de cada técnico em relação aos limites de dose estabelecidos e identificar possíveis áreas de melhoria na prática clínica.

Tabela 10 - Administrações realizadas por técnico

	Técnicos							Média
	1	2	3	4	5	6	7	
Administrações	202	116	218	330	133	70	123	170
Média dias trabalhados	43	28	52	58	54	55	44	48
Média administrações / dia	5	4	4	6	2	1	3	4

É imperativo salientar que, para a presente análise, foram utilizados os limites estabelecidos pelo decreto-lei nº 108/2018, vigente em Portugal. Conforme as diretrizes inerentes a este corpo legislativo, previamente referenciadas, os limites de doses destinados aos profissionais expostos à radiação ionizante determinam que para o cristalino e para a tiroide a dose máxima anual não deve exceder 20 mSv [44], [45].

Além disso, é pertinente enfatizar que, tal como supracitado, as simulações Monte Carlo foram realizadas utilizando o tecnécio-99m como fonte radioativa. Por conseguinte, nesta análise específica, não foram contabilizadas administrações de outros radiofármacos.

Adicionalmente, foram realizados cálculos visando estimar o número de administrações exequíveis por dia, com uma atividade de Tc-99m num intervalo compreendido entre 100 MBq e 1200 MBq e tendo em consideração que a atividade deste radioisótopo utilizado durante a realização de um exame de cintigrafia é cerca de 740 MBq. Para estas estimativas foram utilizados os resultados de simulações de fonte contínua, sem a presença de ar na sala (uma vez que, dada a análise das secções anteriores, a presença de ar não tem efeito estatisticamente significativo para a precisão das simulações, e a fonte contínua pode originar doses superiores no olho do técnico). Considerar-se-á ainda o efeito da proteção de chumbo na seringa bem como o efeito da rotação da mesma.

Estes cálculos foram realizados da seguinte maneira: O número de administrações exequíveis de realizar ao ano com uma atividade de 100 MBq, por exemplo, foi calculado assumindo que cada administração tem a duração de 1 minuto e determinando a razão entre a dose máxima aceitável (diretrizes da ICRP) e a dose total por minuto por MBq, multiplicado por 100 MBq. Por fim, o número de administrações por dia foi obtido ao dividir o total de administrações exequíveis de realizar ao ano, pelo número de 260 dias úteis. (ver tabela 11)

Tabela 11 - Informação relativa às simulações com fonte contínua para a estrutura ocular. Cada entrada obtida para 2×10^7 simulações sem ar na sala.

	Atividade	Sem chumbo		Com chumbo	
		Sem rotação	Com rotação	Sem rotação	Com rotação
Nº de administrações / Ano	100 MBq	$1,61 \times 10^5$	$1,83 \times 10^5$	$1,84 \times 10^6$	$6,04 \times 10^5$
	740 MBq	$2,17 \times 10^4$	$2,48 \times 10^4$	$2,49 \times 10^5$	$8,16 \times 10^4$
	1200 MBq	$1,34 \times 10^4$	$1,53 \times 10^4$	$1,54 \times 10^5$	$5,03 \times 10^4$
Nº de administrações /dia (260 dias úteis)	100 MBq	618	705	7091	2324
	740 MBq	83	95	958	314
	1200 MBq	51	59	591	194

Por exemplo, vai-se considerar a situação de uma atividade de 100 MBq de tecnécio-99m administrada com a seringa em posição horizontal sem a proteção de chumbo. Da tabela 8 vê-se que a dose total absorvida por cada olho para um minuto de exposição e 1 MBq de atividade administrada é igual a $1,246 \times 10^{-9}$ Gy – para a atividade desejada de 100 MBq a dose total será, portanto, igual a 100 vezes este valor. Como a radiação ionizante responsável por esta dose é composta por fótons, o fator de ponderação de radiação, W_R , é igual a 1 pelo que a dose efetiva do olho vem igual a $1,246 \times 10^{-7}$ Sv [252]. Uma vez que a dose máxima anual permitida para o cristalino (recorde-se que se está a assumir que a dose no olho é uma boa aproximação à dose no cristalino) é de 20 mSv, tem-se que o número máximo de administrações que o técnico poderá fazer durante o período de um ano será igual a:

$$N^{\circ} \text{máximo de administrações} = \frac{20 \times 10^{-3} \text{ Sv}}{1,246 \times 10^{-7} \text{ Sv}} \cong 1,61 \times 10^5 \text{ administrações.}$$

É imediato ver que, se a atividade administrada fosse de 740 MBq o número de administrações por ano diminuiria para $1,61 \times 10^5 / 7,40 \cong 2,17 \times 10^4$. Ou seja, na simulação sem rotação da seringa e sem a presença da proteção de chumbo, para a estrutura ocular, constata-se que com 100 MBq é possível realizar 618 administrações por dia, enquanto, com 1200 MBq, apenas 51 administrações podem ser executadas diariamente, o mesmo se sucede para a tiroide, como é passível de verificar na tabela subsequente. Tal fenómeno pode ser justificado pelo facto de que uma fonte com maior atividade emite uma quantidade maior de radiação, o que pode ser prejudicial para os técnicos se a exposição não for controlada.

O mesmo se aplica ao tempo de exposição. Exatamente no mesmo cenário, caso se considere uma administração com uma atividade de 740MBq que demore 1 minuto, o técnico pode realizar $2,17 \times 10^4$ administrações por ano, no entanto, caso a administração demore 3 minutos, o técnico só poderá realizar $2,17 \times 10^4 / 3 = 7233$ administrações por ano. Estes resultados são facilmente escalonáveis tanto para outras atividades administradas como para outras durações de exposição.

Os resultados são análogos para a tiroide, como se verifica na tabela 12.

Tabela 12 - Informação relativa às simulações com fonte contínua para a tiroide. Cada entrada obtida para 2×10^7 simulações sem ar na sala.

	Atividade	Sem chumbo		Com chumbo	
		Sem rotação	Com rotação	Sem rotação	Com rotação
Nº de administrações / Ano	100 MBq	$2,79 \times 10^5$	$3,45 \times 10^5$	$2,22 \times 10^6$	$4,43 \times 10^5$
	740 MBq	$3,77 \times 10^4$	$4,66 \times 10^4$	$2,99 \times 10^5$	$5,98 \times 10^4$
	1200 MBq	$2,32 \times 10^4$	$2,87 \times 10^4$	$1,85 \times 10^5$	$3,69 \times 10^4$
Nº de administrações /dia (260 dias úteis)	100 MBq	1072	1326	8522	1702
	740 MBq	145	179	1152	230
	1200 MBq	89	111	710	142

No que se refere à fonte radioativa revestida com a proteção de chumbo envolta da seringa, destaca-se o impacto significativo dessa proteção na quantidade de administrações possíveis de realizar, conforme observado nos dados apresentados na tabela 12, relativos à estrutura da tiroide.

A título exemplificativo, numa simulação sem a seringa rodada e com uma atividade de 740 MBq, sem a presença da proteção de chumbo, é possível observar na tabela referente à estrutura da tiroide que podem ser realizadas 145 administrações. Contudo, com a proteção de chumbo, esse número aumenta substancialmente para 1152 administrações. Os resultados são análogos para a estrutura ocular (tabela 11).

Posto estas considerações, ao analisar especificamente os limites de dose estabelecidos para a estrutura ocular e para a tiroide, torna-se factível formular algumas considerações importantes.

Os casos mais preponderantes de denotar são as simulações com fonte contínua, com a ausência de ar, com/sem chumbo e com/sem rotação. Realizando uma análise abrangente, é lícito afirmar que:

Indubitavelmente, em qualquer uma das conjunturas, à medida que a atividade manipulada aumenta, a quantidade de administrações passíveis de realização irá decrescer, esta mesma observação é feita no estudo Morhrasi et al. 2022 [248].

Verifica-se que a proteção de chumbo demonstra ser um material eficaz para absorver a radiação, reduzindo o risco de exposição para os profissionais envolvidos no procedimento e viabilizando uma utilização mais eficiente da fonte radioativa. Essa eficácia também é corroborada pelos estudos Carinou et al. 2015 [249], Bruchmann et al. 2016 [250] e Cunha et al. 2023 [251].

Quanto à consideração da rotação da seringa, quando a proteção de chumbo não está presente e a radiação pode ser emitida em todas as direções, a rotação da seringa possibilita a realização de um maior número de administrações por dia, resultando numa menor dose recebida pelo técnico por administração nesse cenário. No entanto, quando a proteção de chumbo está presente, concentrando a radiação numa única área, a rotação da seringa acarreta uma redução do número de administrações realizadas por dia, dado que a radiação se concentra numa única área e direcionada aos corpos em questão.

Em síntese, é possível inferir que a ausência de rotação da seringa, aliada à utilização de proteção de chumbo, são fatores que potencializam a eficiência e a segurança do procedimento de administração de radiofármacos, tanto para a estrutura ocular como para a tiroide. Estes parâmetros permitem a realização de um maior número de administrações diárias, mesmo na presença de atividades mais elevadas da fonte radioativa.

Note-se, no entanto, que a análise efetuada para o cristalino demonstra que o número máximo de administrações que efetivamente poderiam ser feitos é menor do que se poderia concluir se se considerassem apenas as doses na tiroide. Este facto mostra que, ao considerar a segurança dos técnicos de medicina nuclear deve ser efetuada uma análise de proteção radiológica que leve em linha de conta a exposição das várias partes sensíveis do corpo.

Esses achados enfatizam a preponderância de uma abordagem individualizada na proteção radiológica, levando em conta as distintas regiões anatómicas expostas durante as administrações, dado que os organismos revelam diversidades em termos da sua radiosensibilidade, corroborando a conclusão do estudo Urboniene et al. 2015 [253].

De forma sucinta, ao comparar estes dados com os limites de dose estabelecidos, conforme as diretrizes emitidas pela ICRP, foi observado que, em geral, a quantidade de administrações realizadas pelos técnicos de medicina nuclear incluídos neste estudo, está em consonância com os limites aceitáveis para a exposição ocupacional, estando em concordância com os estudos Piwowarska-Bilska et al. 2019 [244]; Demeter et al 2019 [254] e R. Kopec et al. 2011 [255]. No entanto, é imperativo ressaltar que o uso de fontes radioativas deve ser realizado com precaução e em total conformidade com as regulamentações de segurança, a fim de evitar qualquer risco à saúde dos pacientes e dos profissionais envolvidos.

4.2 Dose efetiva absorvida em técnicos de medicina nuclear, recorrendo a dosímetros

Antes de prosseguir torna-se importante referir que a comparação dos resultados com as seções anteriores é inviável, uma vez que as medições efetuadas pelos dosímetros, abrangeram não apenas a área de administração, representativa do cenário simulado, mas também englobaram a exposição do técnico na radiofarmácia e na câmara gama, bem como a utilização de radiofármacos distintos do tecnécio-99m (tabela 13). Assim, para todas as análises subsequentes, será considerado o número total de procedimentos, e não apenas o número de administrações.

O equivalente de dose individual, $H_p(d)$, é o equivalente de dose no tecido mole ICRU, a uma profundidade apropriada, d , abaixo de um ponto específico do corpo humano [252]. Neste caso para estimar a dose efetiva no corpo utiliza-se uma profundidade $d = 10$ mm, e para monitorizar a dose no cristalino, a profundidade mais apropriada é $d = 3$ mm [252], [256]–[259]. Utilizando os dados obtidos através dos dosímetros, HPM corpo e cristalino, é possível elaborar a tabela 14.

É ainda importante destacar que o técnico 6 foi excluído nesta análise, devido à ausência de dados da HPM do cristalino; desta forma, a sua inclusão era irrelevante para a análise em questão.

Tabela 13 - Tabela referente ao número total de procedimentos realizados por cada técnico

	Técnicos					
	1	2	3	4	5	7
Administração	202	116	218	330	133	123
Radiofarmácia	228	151	137	337	60	82
Câmara	234	225	215	192	228	30
PET	56	27	94	137	0	121
Total	720	519	664	996	421	356

Tabela 14 - Tabela com conteúdos dos dosímetros (HPM corpo e cristalino expresso em mSv)

	Técnicos						Operações		
	1	2	3	4	5	7	Média	Desvio Padrão	Desvio padrão relativo
HPM corpo (mSv)	0,76	0,43	0,46	0,74	0,21	0,65	0,542	0,195	35,979
HPM cristalino (mSv)	0,39	0,18	0,23	0,51	0,16	0,62	0,348	0,173	49,653

A HPM corpo média é de aproximadamente 0,542 com um desvio padrão de 0,195, indicando uma dispersão de 36% em relação à média. A média da HPM do cristalino é de cerca de 0,348 com um desvio padrão de 0,173, indicando uma dispersão de quase 50% em relação à média.

Note-se que os valores de desvio padrão relativo são mais elevados para a exposição ao cristalino, o que sugere uma variação relativa maior entre os valores dessa exposição em relação à média, podendo indicar que a exposição ao cristalino pode ser mais sensível às atividades específicas realizadas por cada técnico ou a variações nas medidas de proteção.

De maneira mais precisa e minuciosa, é plausível afirmar que o técnico de medicina nuclear número 1 apresenta valores superiores de exposição para o corpo, ao passo que o técnico identificado pelo número 7 revela-se preeminente no que tange à exposição do cristalino.

Ademais, cumpre mencionar que o técnico designado pelo número 5 exibe índices inferiores de exposição, tanto no que concerne ao corpo quanto ao cristalino.

O desigual aferimento dos níveis de exposição manifesta-se como resultado das diversas escalas empregues pelos técnicos, delineando, assim, a multiplicidade de procedimentos executados por cada um deles (tabela 13). Essas diligências, englobam ainda procedimentos sujeitos a diferentes atividades e diferentes tempos de exposição, conferindo-lhes uma inerente heterogeneidade no espectro da exposição, como verificado no estudo R. Kopec et al. 2011 [255].

Também é válido mencionar que o intervalo de dose obtido pelos técnicos do presente estudo extrapolado para o período de 1 ano é de 0,64 – 2,48 mSv para o cristalino e 0,84 – 3,04 mSv para o corpo inteiro, resultados estes concordantes com os estudos Demeter et al 2019 [254] e Piwowska-Bilska et al. 2019 [244]. Segundo estes mesmo dados verifica-se que as doses estão dentro do limite anual proposto de 20 mSv, o mesmo se sucede nos estudos Piwowska-Bilska et al. 2019 [244]; Demeter et al 2019 [254] e R. Kopec et al. 2011 [255].

Um gráfico foi concebido, visando retratar a relação entre a magnitude da grandeza HPM do corpo e a quantidade de procedimentos executados por cada técnico.

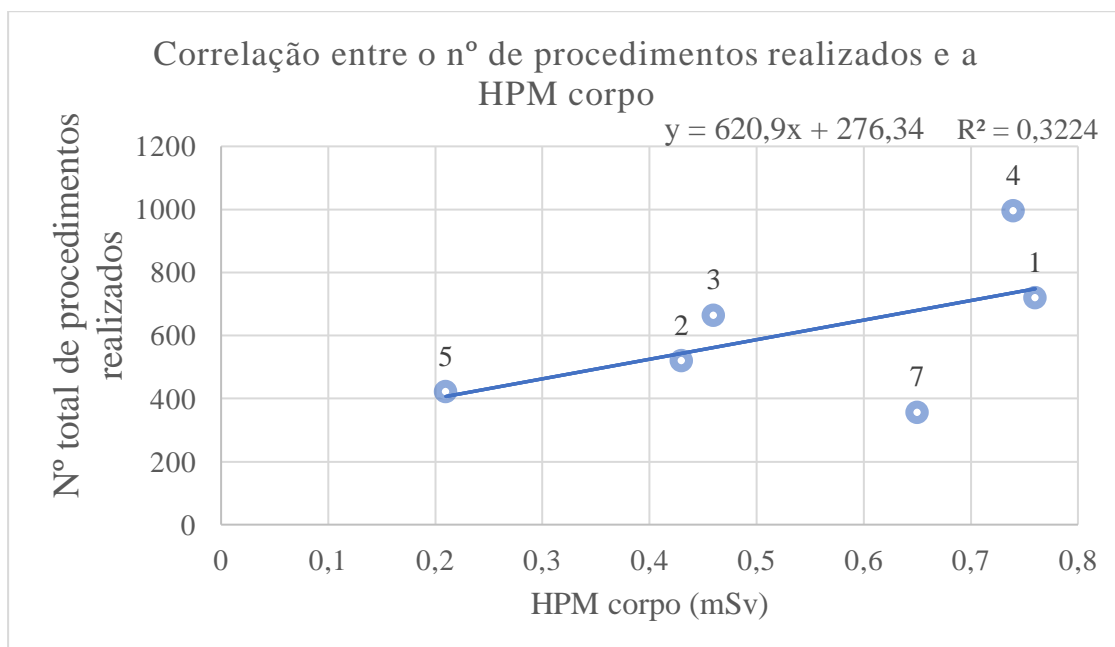


Gráfico 1 - Correlação entre o número de procedimentos realizados pelos técnicos e a HPM do corpo (mSv)

A partir da análise desta representação gráfica, é possível inferir que a linha de tendência tem uma inclinação positiva (a inclinação da reta de tendência $\cong 620$), o que indica um incremento gradual na exposição do corpo à medida que a quantidade de procedimentos executados por técnico aumenta.

Tal fato sugere que técnicos que realizam um maior volume de procedimentos tendem, em média, a ter um nível mais elevado de exposição para o corpo, tal como seria de esperar.

É possível observar uma certa dispersão nos pontos em relação à da linha de tendência. Em termos gerais, os pontos apresentam uma proximidade relativa à referida linha. Todavia, não obstante esse comportamento, é válido notar a presença de um ponto, respetivo ao técnico 7, que manifesta um ligeiro afastamento da mencionada linha de tendência. Embora o técnico 7 tenha executado o menor número total de procedimentos apresenta o terceiro maior valor de HPM do corpo.

Isso pode ser atribuído ao facto de o técnico 7 ter executado procedimentos com doses superiores ou possivelmente ter dedicado mais tempo à realização dos mesmos, veja-se o exemplo na secção das simulações Monte Carlo, resultando num nível de exposição mais elevado, como verificado no estudo R. Kopec et al. 2011 [255].

Ao remover este ponto mais discrepante correspondente ao técnico 7, torna-se evidente, no gráfico subsequente, que ele exercia algum impacto na interpretação dos resultados. Isso reflete-se no aumento da inclinação da reta, (a inclinação da reta de tendência $\cong 818$), indicando uma correlação mais forte entre a quantidade de procedimentos realizados e a HPM corpo.

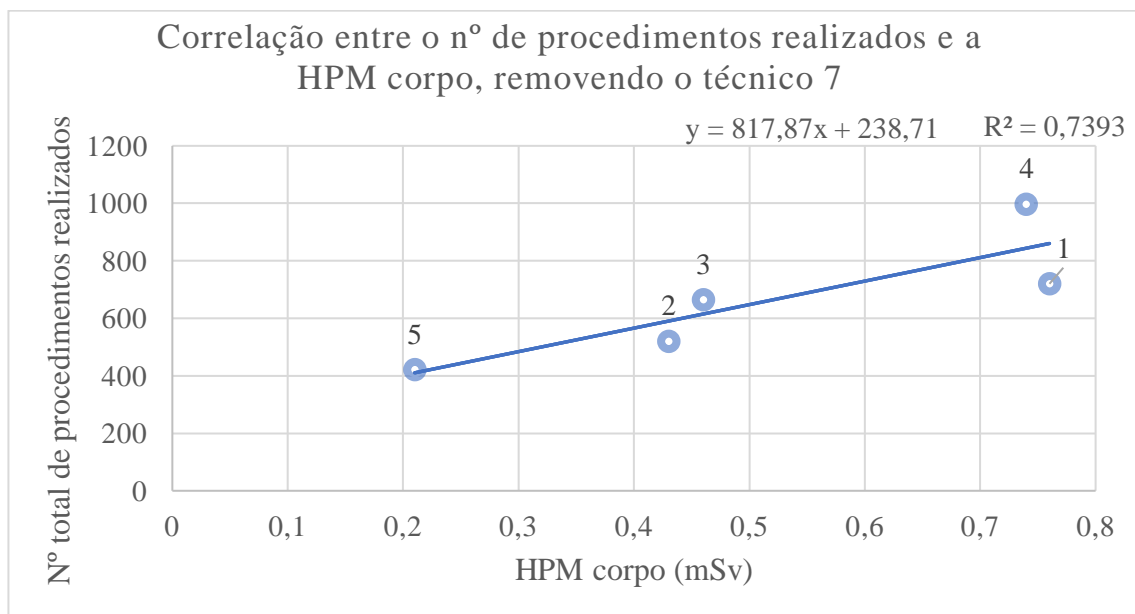


Gráfico 2 - Correlação entre o número de procedimentos realizados pelos técnicos e a HPM do corpo, sem o dado referente ao técnico 7

Foi concebido o mesmo gráfico com o intuito de representar a relação entre a magnitude da grandeza HPM do cristalino e a quantidade de procedimentos executados por cada técnico.

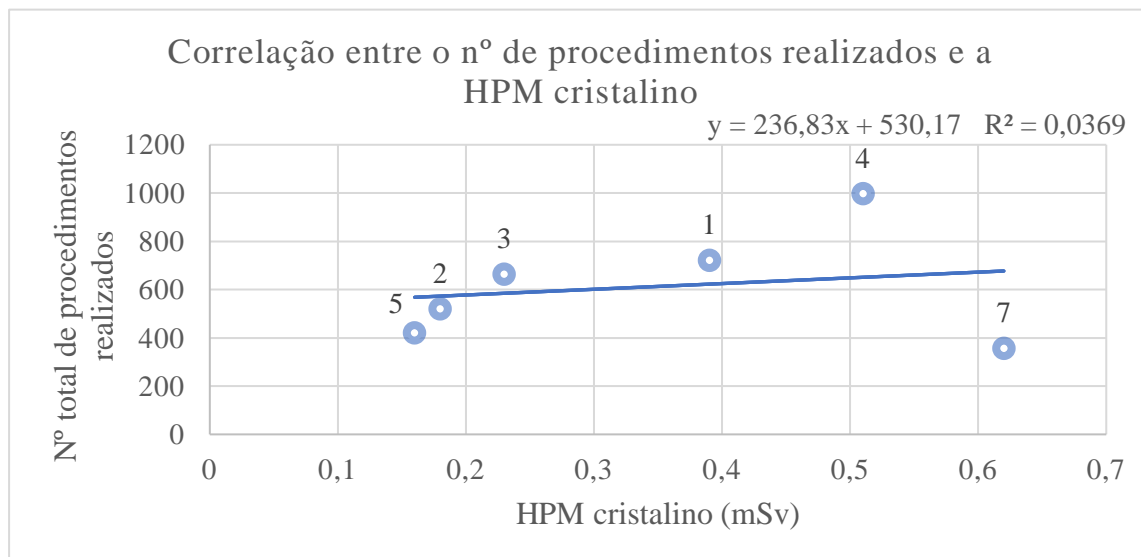


Gráfico 3 - Gráfico entre a HPM do cristalino e o número de procedimentos executados por cada técnico

Relativamente à HPM do cristalino, a partir da análise do gráfico 3 é possível inferir que a linha de tendência apresenta uma inclinação positiva (a inclinação da reta de tendência é $\cong 237$), o que indica um aumento gradual na exposição do cristalino à medida que a quantidade de procedimentos realizados por técnico aumenta. Esta observação sugere que os técnicos que executam um maior volume de procedimentos tendem, em média, a ter um nível mais elevado de exposição ao cristalino, o que mais uma vez está em conformidade com as expectativas.

Mais uma vez, ao eliminar o ponto associado ao técnico 7, verifica-se que a inclinação da linha de tendência aumenta (a inclinação da reta de tendência $\cong 1388$), indicando assim uma correlação mais robusta.

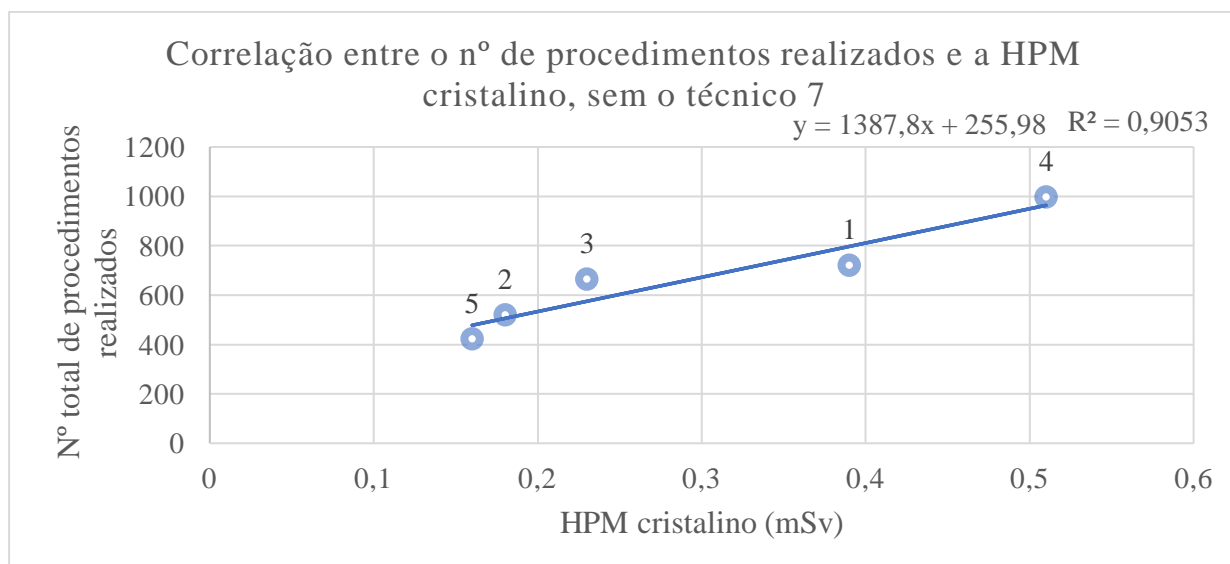


Gráfico 4 - Correlação entre o número de procedimentos realizados pelos técnicos e a HPM do cristalino, sem o dado referente ao técnico 7

O mesmo gráfico foi criado, porém, desta vez, com o propósito de representar a correlação entre a HPM do cristalino e a do HPM corpo.

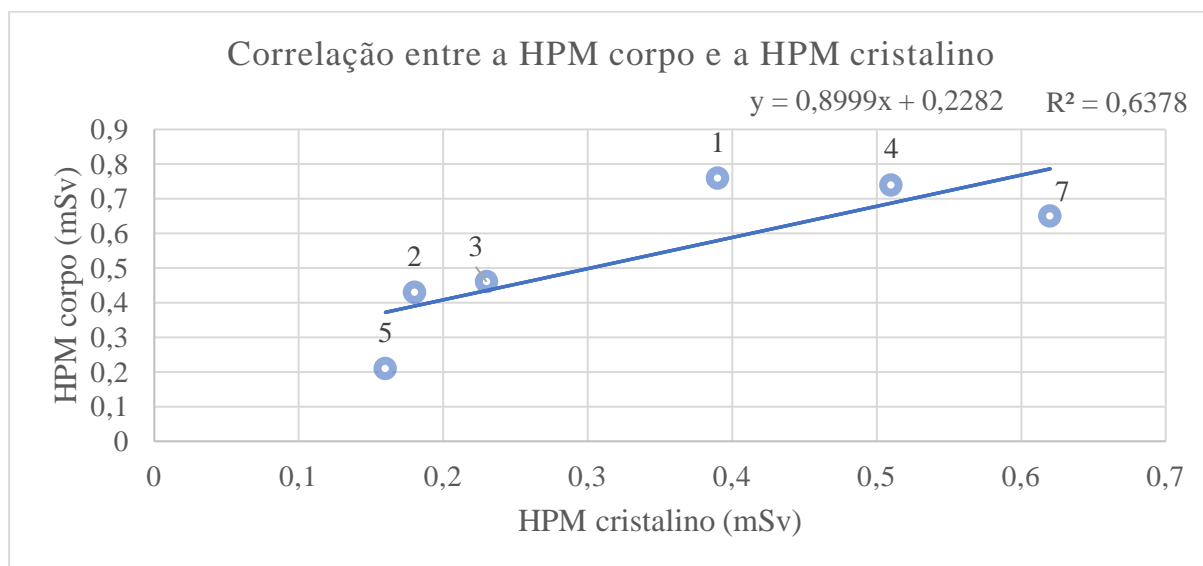


Gráfico 5 - Correlação entre HPM corpo e HPM cristalino (mSv)

A partir da análise desta representação gráfica (gráfico 5), é possível inferir que a linha de tendência tem uma inclinação positiva (a inclinação da reta de tendência $\cong 0,900$), o que sugere uma relação positiva entre as duas variáveis, como afirma o estudo Piwowska-Bilska et al. 2019, Lindholm et al. 2020 e Dabin et al. 2016 [244], [260]. Contudo, o ponto correspondente ao técnico 7 continua a exercer influência relevante nos resultados, dado que se o mesmo for removido é possível observar que a inclinação da reta de tendência aumenta $\cong 1,388$ e os restantes pontos apresentam uma maior proximidade à referida linha, como verificado no gráfico 6.

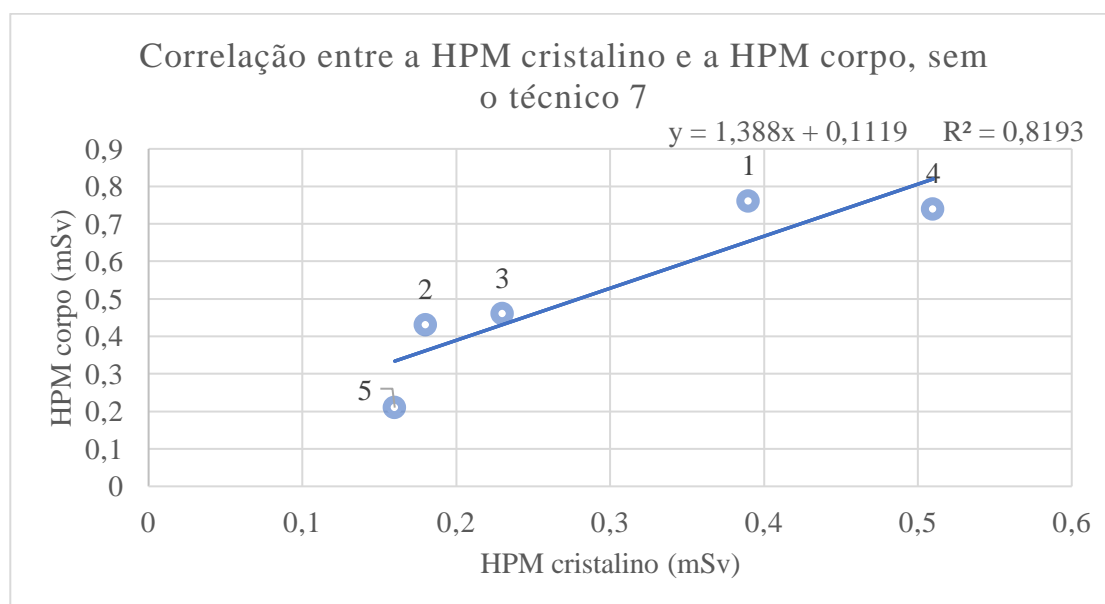


Gráfico 6 - Correlação entre HPM corpo e HPM cristalino (mSv), sem o dado referente ao técnico 7

O declive positivo denuncia uma relação ascendente entre a HPM do corpo e a HPM do cristalino, por outras palavras, o aumento na HPM do corpo está tendencialmente correlacionado com o aumento proporcional HPM do cristalino, mais uma vez como afirma o estudo Piwowska-Bilska et al. 2019 [244] e o Dabin et al. 2016 [260].

5 Conclusão

Em síntese, a análise abrangente dos dados obtidos através das simulações Monte Carlo e dos dosímetros, proporcionaram resultados relevantes sobre as implicações da exposição ocupacional dos técnicos de medicina nuclear numa pluralidade de cenários.

Os resultados sublinharam que, mesmo com atividades administradas elevadas (1200 MBq) e mesmo sem a proteção do invólucro de chumbo na seringa, os técnicos de medicina nuclear encontram-se tranquilamente abaixo do limite legal de exposição no cristalino, de tal maneira que poderiam chegar a fazer até 51 administrações por dia, o que é claramente irrealista. Este número até aumentaria para 591 com a proteção de chumbo incluída. Por isso demonstram a importância preponderante da utilização da proteção de chumbo como medida para mitigar os riscos intrínsecos à radiação. Adicionalmente, foi conferido destaque à influência da rotação da seringa sobre as doses recebidas no cristalino e na tiroide, sendo que as simulações efetuadas indicam que essas doses são menores com a seringa rodada, quando a proteção de chumbo não está presente. Com a proteção de chumbo presente a conclusão é oposta, embora os valores de dose daí resultantes sejam sempre inferiores aos obtidos para os casos sem chumbo.

De maneira semelhante, a análise detalhada da exposição dos técnicos à radiação, avaliando a exposição média (HPM) do corpo e do cristalino, revelou alguma diversidade nas exposições individuais, onde o intervalo de dose obtido pelos técnicos do presente estudo extrapolado para o período de 1 ano é de 0,64 – 2,48 mSv para o cristalino e 0,84 – 3,04 mSv para o corpo inteiro. A gama diversificada de resultados, onde alguns técnicos apresentam exposições consideravelmente distintas dos demais, é atribuída à influência de vários fatores, tais como a atividade que estes manipulam durante cada procedimento e a respetiva duração.

Globalmente, os dados demonstraram que os procedimentos realizados pelos técnicos estão em consonância com os parâmetros estabelecidos pelas diretrizes de segurança para exposição. Não obstante, a referida análise enfatiza a necessidade de administrar radiofármacos com precaução, aderindo rigorosamente às regulações de segurança, com o propósito de assegurar a preservação da saúde dos pacientes e dos profissionais, prevenindo qualquer possibilidade de riscos adversos.

Estes achados realçam ainda a relevância de uma abordagem individualizada na proteção radiológica, tendo em consideração as particularidades anatómicas e a radiosensibilidade de diferentes partes do corpo.

Devem enfatizar-se as potenciais limitações deste estudo tais como o facto de o modelo anatómico utilizado ser uma versão simplificada da geometria (técnico + seringa + paciente), sem a inclusão de todas as estruturas anatómicas tanto do paciente quanto do técnico, que foram assumidos como sendo compostos integralmente por água.

Uma outra limitação relevante deste estudo é o fato de a simulação se concentrar exclusivamente na administração do radiofármaco, não sendo possível contabilizar a exposição dos técnicos na radiofarmácia, bem como a sua potencial exposição durante outros procedimentos. Além disso, os dosímetros registraram a totalidade da atividade à qual os técnicos foram expostos, o que impossibilitou a correlação direta entre os resultados das simulações e os dados dos dosímetros.

Note-se que estas lacunas podem influenciar a compreensão dos potenciais riscos e exposições associadas ao procedimento num contexto clínico real, dado que os dados apresentados aqui são específicos para a administração de tecnécio-99m.

6 Perspetivas Futuras

Este estudo abre perspectivas futuras promissoras para pesquisas e avanços científicos na área da exposição ocupacional dos técnicos de medicina nuclear à radiação ionizante, com um foco específico na estrutura ocular e na tiroide.

As análises realizadas destacaram a complexa natureza da exposição à radiação no contexto dos procedimentos de medicina nuclear, realçando a contínua necessidade de investigação, aprimoramento de práticas e adoção de ferramentas mais abrangentes de modo a compreender os fatores que influenciam a exposição ocupacional.

Como mencionado anteriormente, os dados fornecidos nesta dissertação, relacionados ao número de administrações que cada técnico pode realizar por dia, são especificamente para o cenário de administração de tecnécio-99m. No entanto, os mesmos técnicos que realizam essas administrações também realizam procedimentos com outros radiofármacos, trabalham na radiofarmácia, PET, entre outros.

Deste modo, seria altamente benéfico se pudesse ser elaborada uma tabela de fator de ponderação, abrangente para um serviço de medicina nuclear. Isto é, reproduzir o procedimento realizado neste trabalho, em que utilizando os dados aqui apresentados é possível determinar de maneira eficaz a exposição que um técnico está sujeito numa administração de tecnécio-99m com uma atividade de 740 MBq que demore 3 minutos. Essa mesma abordagem poderia ser aplicada a todas as áreas em que um técnico de medicina nuclear atua, com os fatores de tempo e atividade variáveis, conforme necessário.

Constituiria um recurso crucial para um serviço de medicina nuclear, possibilitando a monitorização contínua das doses de radiação recebidas durante toda a atividade laboral.

Adicionalmente, é pertinente considerar a ampliação da amostra populacional, o que proporcionará uma maior robustez aos resultados obtidos. Ao aumentar o tamanho da amostra, será possível realizar uma análise mais abrangente dos efeitos da exposição ocupacional à radiação ionizante. Essa abordagem contribuirá para a obtenção de informações mais generalizáveis e confiáveis acerca dos riscos associados à exposição.

7 Referencias bibliográficas

- [1] Ministério Público, “Procuradoria-Geral distrital de Lisboa,” DL n° 108/2018. Accessed: Jul. 23, 2023. [Online]. Available: https://www.pgdlisboa.pt/leis/lei_mostra_articulado.php?nid=3038&tabela=leis&so_miolo=
- [2] M. Marengo, C. J. Martin, S. Rubow, T. Sera, Z. Amador, and L. Torres, “Radiation Safety and Accidental Radiation Exposures in Nuclear Medicine,” *Semin Nucl Med*, vol. 52, no. 2, pp. 94–113, Mar. 2022, doi: 10.1053/j.semnuclmed.2021.11.006.
- [3] A. Carnicer *et al.*, “Hand exposure in diagnostic nuclear medicine with 18F- and 99mTc-labelled radiopharmaceuticals - Results of the ORAMED project,” *Radiat Meas*, vol. 46, no. 11, pp. 1277–1282, Nov. 2011, doi: 10.1016/j.radmeas.2011.07.019.
- [4] T. V. Azizova, N. Hamada, E. S. Grigoryeva, and E. V. Bragin, “Risk of various types of cataracts in a cohort of Mayak workers following chronic occupational exposure to ionizing radiation,” *Eur J Epidemiol*, vol. 33, no. 12, pp. 1193–1204, Dec. 2018, doi: 10.1007/s10654-018-0450-4.
- [5] E. A. Ainsbury *et al.*, “Ionizing radiation induced cataracts: Recent biological and mechanistic developments and perspectives for future research,” *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, vol. 770, pp. 238–261, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.mrrev.2016.07.010.
- [6] A. Uwineza, A. A. Kalligeraki, N. Hamada, M. Jarrin, and R. A. Quinlan, “Cataractogenic load – A concept to study the contribution of ionizing radiation to accelerated aging in the eye lens,” *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, vol. 779, pp. 68–81, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.mrrev.2019.02.004.
- [7] E. A. Ainsbury *et al.*, “Radiation-induced lens opacities: Epidemiological, clinical and experimental evidence, methodological issues, research gaps and strategy,” *Environ Int*, vol. 146, p. 106213, Jan. 2021, doi: 10.1016/j.envint.2020.106213.
- [8] A. M. König, R. Etzel, R. P. Thomas, and A. H. Mahnken, “Personal Radiation Protection and Corresponding Dosimetry in Interventional Radiology: An Overview and Future Developments,” *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*, vol. 191, no. 06, pp. 512–521, Jun. 2019, doi: 10.1055/a-0800-0113.
- [9] R. Kopec *et al.*, “On the relationship between whole body, extremity and eye lens doses for medical staff in the preparation and application of radiopharmaceuticals in nuclear medicine,” *Radiat Meas*, vol. 46, no. 11, pp. 1295–1298, Nov. 2011, doi: 10.1016/j.radmeas.2011.07.036.
- [10] R. J. Tuieng, S. H. Cartmell, C. C. Kirwan, and M. J. Sherratt, “The Effects of Ionising and Non-Ionising Electromagnetic Radiation on Extracellular Matrix Proteins,” *Cells*, vol. 10, no. 11, p. 3041, Nov. 2021, doi: 10.3390/cells10113041.
- [11] M. M. A. U. A. C. T. C. A. , S. J. and B. Milton. Luntz, “Radiation,” *Encyclopedia Britannica*. 2023. Accessed: Feb. 21, 2023. [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/radiation>
- [12] A. N. Geisler, E. Austin, J. Nguyen, I. Hamzavi, J. Jagdeo, and H. W. Lim, “Visible light. Part II: Photoprotection against visible and ultraviolet light,” *J Am Acad Dermatol*, vol. 84, no. 5, pp. 1233–1244, May 2021, doi: 10.1016/j.jaad.2020.11.074.

- [13] A. Pourang *et al.*, “Effects of visible light on mechanisms of skin photoaging,” *Photodermatol Photoimmunol Photomed*, vol. 38, no. 3, pp. 191–196, May 2022, doi: 10.1111/phpp.12736.
- [14] Zhi-Chun Zhao, Ying Zhou, Gang Tan, and Juan Li, “Research progress about the effect and prevention of blue light on eyes,” *Int J Ophthalmol*, Dec. 2018, doi: 10.18240/ijo.2018.12.20.
- [15] Y. Xu, “The Posterior Parietal Cortex in Adaptive Visual Processing,” *Trends Neurosci*, vol. 41, no. 11, pp. 806–822, Nov. 2018, doi: 10.1016/j.tins.2018.07.012.
- [16] R. Rasmussen and K. Yonehara, “Contributions of Retinal Direction Selectivity to Central Visual Processing,” *Current Biology*, vol. 30, no. 15, pp. R897–R903, Aug. 2020, doi: 10.1016/j.cub.2020.06.002.
- [17] P. B. Detwiler, “Phototransduction in Retinal Ganglion Cells.,” *Yale J Biol Med*, vol. 91, no. 1, pp. 49–52, Mar. 2018.
- [18] E. Contreras, A. P. Nobleman, P. R. Robinson, and T. M. Schmidt, “Melanopsin phototransduction: beyond canonical cascades,” *Journal of Experimental Biology*, vol. 224, no. 23, Dec. 2021, doi: 10.1242/jeb.226522.
- [19] C. Boote, I. A. Sigal, R. Grytz, Y. Hua, T. D. Nguyen, and M. J. A. Girard, “Scleral structure and biomechanics,” *Prog Retin Eye Res*, vol. 74, p. 100773, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.preteyeres.2019.100773.
- [20] A. Kumar, H. Yun, M. L. Funderburgh, and Y. Du, “Regenerative therapy for the Cornea,” *Prog Retin Eye Res*, vol. 87, p. 101011, Mar. 2022, doi: 10.1016/j.preteyeres.2021.101011.
- [21] A. Reichenbach and A. Bringmann, “Glia of the human retina,” *Glia*, vol. 68, no. 4, pp. 768–796, Apr. 2020, doi: 10.1002/glia.23727.
- [22] V. Biousse, H. V Danesh-Meyer, A. M. Saindane, C. Lamirel, and N. J. Newman, “Imaging of the optic nerve: technological advances and future prospects,” *Lancet Neurol*, vol. 21, no. 12, pp. 1135–1150, Dec. 2022, doi: 10.1016/S1474-4422(22)00173-9.
- [23] Mary Alice Statkiewicz Sherer, Paula Visconti, E. Russell Ritenour, and Kelli Welch Haynes, “Radiation Protection in Medical Radiography,” 9th Edition., 2021, p. 4.
- [24] P. Andreo, “Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry,” *Radiation Oncology*, vol. 13, no. 1, p. 121, Dec. 2018, doi: 10.1186/s13014-018-1065-3.
- [25] S. M. R. Bisio and M. I. Vidovich, “Radiation protection in the cardiac catheterization laboratory.,” *J Thorac Dis*, vol. 12, no. 4, pp. 1648–1655, Apr. 2020, doi: 10.21037/jtd.2019.12.86.
- [26] M. C. Williams, C. Stewart, N. W. Weir, and D. E. Newby, “Using radiation safely in cardiology: what imagers need to know.,” *Heart*, vol. 105, no. 10, pp. 798–806, May 2019, doi: 10.1136/heartjnl-2017-312493.
- [27] M. Santibáñez, M. Vásquez, A. Silva, F. Malano, M. Valente, and R. G. Figueroa, “A high-sensitivity and low dose energy-dispersive X-ray fluorescence system for identification of gadolinium accumulations in planar X-ray fluorescence images,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 151, pp. 46–51, Sep. 2019, doi: 10.1016/j.apradiso.2019.05.007.

- [28] J. Siikanen *et al.*, “Cyclotron-produced ⁶⁸Ga from enriched ⁶⁸Zn foils,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 176, p. 109825, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.apradiso.2021.109825.
- [29] B. Baselet, P. Sonveaux, S. Baatout, and A. Aerts, “Pathological effects of ionizing radiation: endothelial activation and dysfunction,” *Cellular and Molecular Life Sciences*, vol. 76, no. 4, pp. 699–728, Feb. 2019, doi: 10.1007/s00018-018-2956-z.
- [30] K. Lumniczky *et al.*, “Low dose ionizing radiation effects on the immune system,” *Environ Int*, vol. 149, p. 106212, Apr. 2021, doi: 10.1016/j.envint.2020.106212.
- [31] H. Mu *et al.*, “Ionizing radiation exposure: hazards, prevention, and biomarker screening,” *Environmental Science and Pollution Research*, vol. 25, no. 16, pp. 15294–15306, Jun. 2018, doi: 10.1007/s11356-018-2097-9.
- [32] R. J. Tuieng, S. H. Cartmell, C. C. Kirwan, and M. J. Sherratt, “The Effects of Ionising and Non-Ionising Electromagnetic Radiation on Extracellular Matrix Proteins,” *Cells*, vol. 10, no. 11, p. 3041, Nov. 2021, doi: 10.3390/cells10113041.
- [33] K. Ragunathan, N. L. E. Upfold, and V. Oksenysh, “Interaction between Fibroblasts and Immune Cells Following DNA Damage Induced by Ionizing Radiation,” *Int J Mol Sci*, vol. 21, no. 22, p. 8635, Nov. 2020, doi: 10.3390/ijms21228635.
- [34] D. Averbek and C. Rodriguez-Lafrasse, “Role of Mitochondria in Radiation Responses: Epigenetic, Metabolic, and Signaling Impacts,” *Int J Mol Sci*, vol. 22, no. 20, p. 11047, Oct. 2021, doi: 10.3390/ijms222011047.
- [35] I. Obodovskiy, “Experiments on Bacteria, Plants, Fungi, Tissues, and Animal Cultures,” in *Radiation*, Elsevier, 2019, pp. 489–495. doi: 10.1016/B978-0-444-63979-0.00037-9.
- [36] A. Dawood, C. Mothersill, and C. Seymour, “Low dose ionizing radiation and the immune response: what is the role of non-targeted effects?,” *Int J Radiat Biol*, vol. 97, no. 10, pp. 1368–1382, Oct. 2021, doi: 10.1080/09553002.2021.1962572.
- [37] K. L. Monson *et al.*, “Potential effects of ionizing radiation on the evidentiary value of DNA, latent fingerprints, hair, and fibers: A comprehensive review and new results,” *Forensic Sci Int*, vol. 284, pp. 204–218, Mar. 2018, doi: 10.1016/j.forsciint.2018.01.012.
- [38] R. Havránková, “Biological effects of ionizing radiation.,” *Cas Lek Cesk*, vol. 159, no. 7–8, pp. 258–260, 2020.
- [39] N. Frane and A. Bitterman, *Radiation Safety and Protection*. 2023.
- [40] F.A. Stewart *et al.*, “ICRP,” 118. Accessed: Jun. 12, 2023. [Online]. Available: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20118>
- [41] “Principles for Non-Ionizing Radiation Protection,” *Health Phys*, vol. 118, no. 5, pp. 477–482, May 2020, doi: 10.1097/HP.0000000000001252.
- [42] ICRP, “About ICRP.” Accessed: Jun. 12, 2023. [Online]. Available: <https://www.icrp.org/index.asp>
- [43] ICRU, “About ICRU.” Accessed: Jun. 12, 2023. [Online]. Available: <https://www.icru.org/>

- [44] Procuradoria-Geral Distrital de Lisboa, “DL n.º 81/2022,” DL n.º 81/2022. Accessed: Jun. 12, 2023. [Online]. Available: https://www.pgdlisboa.pt/leis/lei_mostra_articulado.php?artigo_id=3597A0001&nid=3597&tabela=leis&pagina=1&ficha=1&so_miolo=?area=Identifica%E7%E3o%20civil%20e%20criminal&nversao=
- [45] Procuradoria-Geral Distrital de Lisboa, “DL n.º 108/2018,” DL n.º 108/2018. Accessed: Jun. 12, 2023. [Online]. Available: https://www.pgdlisboa.pt/leis/lei_mostra_articulado.php?nid=3038&tabela=leis&so_miolo=
- [46] ICRP, “Recommendations of the International Commission on Radiological Protection,” *Publication 103*, 2007. Accessed: Jun. 12, 2023. [Online]. Available: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103>
- [47] ICRP, “Proceedings of the First ICRP Symposium on the International System of Radiological Protection,” *ICRP*, 2012. Accessed: Jun. 19, 2023. [Online]. Available: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%202011%20Proceedings>
- [48] A. Dave *et al.*, “Epha2 genotype influences ultraviolet radiation induced cataract in mice,” *Exp Eye Res*, vol. 188, p. 107806, Nov. 2019, doi: 10.1016/j.exer.2019.107806.
- [49] R. Behrens, “COMPILATION OF CONVERSION COEFFICIENTS FOR THE DOSE TO THE LENS OF THE EYE,” *Radiat Prot Dosimetry*, Aug. 2016, doi: 10.1093/rpd/ncw194.
- [50] N. Hamada, “Ionizing radiation sensitivity of the ocular lens and its dose rate dependence,” *Int J Radiat Biol*, vol. 93, no. 10, pp. 1024–1034, Oct. 2017, doi: 10.1080/09553002.2016.1266407.
- [51] C. Thome, D. B. Chambers, A. M. Hooker, J. W. Thompson, and D. R. Boreham, “Deterministic Effects to the Lens of the Eye Following Ionizing Radiation Exposure: is There Evidence to Support a Reduction in Threshold Dose?,” *Health Phys*, vol. 114, no. 3, pp. 328–343, Mar. 2018, doi: 10.1097/HP.0000000000000810.
- [52] W. E. Bolch, G. Dietze, N. Petoussi-Henss, and M. Zankl, “Dosimetric models of the eye and lens of the eye and their use in assessing dose coefficients for ocular exposures,” *Ann ICRP*, vol. 44, no. 1_suppl, pp. 91–111, Jun. 2015, doi: 10.1177/0146645314562320.
- [53] N. E. Hertel, K. G. Veinot, M. M. Hiller, and K. F. Eckerman, “Neutron dose coefficients for the lens of the eye,” *Journal of Radiological Protection*, vol. 41, no. 4, pp. 628–653, Dec. 2021, doi: 10.1088/1361-6498/abfff5.
- [54] E. A. Ainsbury *et al.*, “Radiation-induced lens opacities: Epidemiological, clinical and experimental evidence, methodological issues, research gaps and strategy,” *Environ Int*, vol. 146, p. 106213, Jan. 2021, doi: 10.1016/j.envint.2020.106213.
- [55] B.-A. Jönsson, “Henri Becquerel’s discovery of radioactivity – 125 years later,” *Physica Medica*, vol. 87, pp. 144–146, Jul. 2021, doi: 10.1016/j.ejmp.2021.03.032.
- [56] M. M. Dobrzyńska, “Maria Skłodowska-Curie, her life and work - the 150 anniversary of her birthday,” *Rocz Panstw Zakl Hig*, vol. 68, no. 3, pp. 309–312, 2017.

- [57] J. Czernin, I. Sonni, A. Razmaria, and J. Calais, “The Future of Nuclear Medicine as an Independent Specialty,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 60, no. Supplement 2, pp. 3S-12S, Sep. 2019, doi: 10.2967/jnumed.118.220558.
- [58] A. Sureshkumar, B. Hansen, and D. Ersahin, “Role of Nuclear Medicine in Imaging,” *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, vol. 41, no. 1, pp. 10–19, Feb. 2020, doi: 10.1053/j.sult.2019.10.005.
- [59] S. C. Vaz, F. Oliveira, K. Herrmann, and P. Veit-Haibach, “Nuclear medicine and molecular imaging advances in the 21st century,” *Br J Radiol*, vol. 93, no. 1110, p. 20200095, Jun. 2020, doi: 10.1259/bjr.20200095.
- [60] World nuclear association, “Radioisotopes in Medicine,” <https://www.world-nuclear.org/information-library/non-power-nuclear-applications/radioisotopes-research/radioisotopes-in-medicine.aspx>.
- [61] K. W. Kang and M. Venkatesh, “Medicine: Radiopharmaceuticals and Their Use in Nuclear Medicine,” in *Encyclopedia of Nuclear Energy*, Elsevier, 2021, pp. 261–273. doi: 10.1016/B978-0-12-819725-7.00176-8.
- [62] S. R. Cherry, J. A. Sorenson, and M. E. Phelps, “Radionuclide and Radiopharmaceutical Production,” in *Physics in Nuclear Medicine*, Elsevier, 2012, pp. 43–61. doi: 10.1016/B978-1-4160-5198-5.00005-8.
- [63] “Basic Physics and Radionuclides,” in *Diagnostic Imaging: Nuclear Medicine*, Elsevier, 2016, pp. 488–491. doi: 10.1016/B978-0-323-37753-9.50126-2.
- [64] K. M. Campbell and T. J. Kane, “Radionuclides in surface water and groundwater,” in *Handbook of Water Purity and Quality*, Elsevier, 2021, pp. 199–230. doi: 10.1016/B978-0-12-821057-4.00007-0.
- [65] J. S. Welsh, “Beta Decay in Science and Medicine,” *Am J Clin Oncol*, vol. 30, no. 4, pp. 437–439, Aug. 2007, doi: 10.1097/01.coc.0000258753.09234.0c.
- [66] J. Trotter *et al.*, “Positron Emission Tomography (PET)/Computed Tomography (CT) Imaging in Radiation Therapy Treatment Planning: A Review of PET Imaging Tracers and Methods to Incorporate PET/CT,” *Adv Radiat Oncol*, vol. 8, no. 5, p. 101212, Sep. 2023, doi: 10.1016/j.adro.2023.101212.
- [67] “Radiopharmaceuticals,” in *Nuclear Medicine*, Elsevier, 2014, pp. 1–15. doi: 10.1016/B978-0-323-08299-0.00001-8.
- [68] S. Salih, A. Alkatheeri, W. Alomaim, and A. Elliyanti, “Radiopharmaceutical Treatments for Cancer Therapy, Radionuclides Characteristics, Applications, and Challenges,” *Molecules*, vol. 27, no. 16, p. 5231, Aug. 2022, doi: 10.3390/molecules27165231.
- [69] C. Stokke, M. Kvasheim, and J. Blakkisrud, “Radionuclides for Targeted Therapy: Physical Properties,” *Molecules*, vol. 27, no. 17, p. 5429, Aug. 2022, doi: 10.3390/molecules27175429.
- [70] G. Sgouros, “Radiopharmaceutical Therapy,” *Health Phys*, vol. 116, no. 2, pp. 175–178, Feb. 2019, doi: 10.1097/HP.0000000000001000.
- [71] G. Crişan, N. S. Moldovean-Cioroianu, D.-G. Timaru, G. Andrieş, C. Căinap, and V. Chiş, “Radiopharmaceuticals for PET and SPECT Imaging: A Literature Review over

- the Last Decade,” *Int J Mol Sci*, vol. 23, no. 9, p. 5023, Apr. 2022, doi: 10.3390/ijms23095023.
- [72] C. Stokke, M. Kvasheim, and J. Blakkisrud, “Radionuclides for Targeted Therapy: Physical Properties,” *Molecules*, vol. 27, no. 17, p. 5429, Aug. 2022, doi: 10.3390/molecules27175429.
- [73] K. P. Willowson, “Production of radionuclides for clinical nuclear medicine,” *Eur J Phys*, vol. 40, no. 4, p. 043001, Jul. 2019, doi: 10.1088/1361-6404/ab169b.
- [74] L. Uccelli *et al.*, “Rhenium Radioisotopes for Medicine, a Focus on Production and Applications,” *Molecules*, vol. 27, no. 16, p. 5283, Aug. 2022, doi: 10.3390/molecules27165283.
- [75] M. Widel, “Radionuclides in radiation-induced bystander effect; may it share in radionuclide therapy?,” *Neoplasma*, vol. 64, no. 05, pp. 641–654, 2017, doi: 10.4149/neo_2017_501.
- [76] S. CHAKRABORTY and S. BASU, “Current radioisotopes and radiopharmaceuticals for radiosynoviorthesis: basic and applied characteristics, production and availability,” *The Quarterly Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 66, no. 4, Nov. 2022, doi: 10.23736/S1824-4785.22.03493-8.
- [77] H.-J. Wester and M. Schottelius, “PSMA-Targeted Radiopharmaceuticals for Imaging and Therapy,” *Semin Nucl Med*, vol. 49, no. 4, pp. 302–312, Jul. 2019, doi: 10.1053/j.semnuclmed.2019.02.008.
- [78] “Physics of Nuclear Medicine,” in *Nuclear Medicine*, Elsevier, 2014, pp. 24–36. doi: 10.1016/B978-0-323-08299-0.00003-1.
- [79] B. J. B. Nelson, J. D. Andersson, F. Wuest, and S. Spreckelmeyer, “Good practices for ⁶⁸Ga radiopharmaceutical production,” *EJNMMI Radiopharm Chem*, vol. 7, no. 1, p. 27, Oct. 2022, doi: 10.1186/s41181-022-00180-1.
- [80] J. Kleynhans, A. Duatti, and C. Bolzati, “Fundamentals of Rhenium-188 Radiopharmaceutical Chemistry,” *Molecules*, vol. 28, no. 3, p. 1487, Feb. 2023, doi: 10.3390/molecules28031487.
- [81] C. Müller, M. Béhé, S. Geistlich, N. P. van der Meulen, and R. Schibli, “Targeted Radiotherapeutics from ‘Bench-to-Bedside,’” *Chimia (Aarau)*, vol. 74, no. 12, p. 939, Dec. 2020, doi: 10.2533/chimia.2020.939.
- [82] B. Bumbaca, Z. Li, and D. K. Shah, “Pharmacokinetics of protein and peptide conjugates,” *Drug Metab Pharmacokinet*, vol. 34, no. 1, pp. 42–54, Feb. 2019, doi: 10.1016/j.dmpk.2018.11.001.
- [83] D. Jiang, M. H. Younis, X. Lan, and W. Cai, “High-performance renal imaging with a radiolabeled, non-excretable chimeric fusion protein,” *Theranostics*, vol. 11, no. 18, pp. 9177–9179, 2021, doi: 10.7150/thno.66417.
- [84] “PubChem Element Summary for AtomicNumber 43, Technetium,” *National Center for Biotechnology Information*. 2023. Accessed: Feb. 28, 2023. [Online]. Available: <https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/element/Technetium>.
- [85] T. E. of E. Britannica, “Technetium - Encyclopedia Britannica.” Accessed: Feb. 28, 2023. [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/technetium>

- [86] C. Adams and K. P. Banks, *Bone Scan*. 2022.
- [87] J. Cleynhens and A. Verbruggen, “Technetium-99m radiopharmaceuticals—Radiochemistry and radiolabeling,” in *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, Elsevier, 2022, pp. 79–94. doi: 10.1016/B978-0-12-822960-6.00006-5.
- [88] Tiago Manuel Pinto dos Santos Saraiva, P. Lapa, G. Costa, and J. Pedroso de Lima, “A UTILIDADE DA PET/CT COM FDG-F18 NAS VASCULITESSISTÉMICAS,” *ACTA RADIOLÓGICA PORTUGUESA*, 2015. Accessed: Jul. 24, 2023. [Online]. Available: <https://revistas.rcaap.pt/actaradiologica/article/view/13254/10172>
- [89] D. Groheux, “Role of Fludeoxyglucose in Breast Cancer,” *PET Clin*, vol. 13, no. 3, pp. 395–414, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.cpet.2018.02.003.
- [90] R. Smith, “Nuclear Medicine Bone Imaging,,” *Radiol Technol*, vol. 91, no. 3, pp. 249–263, Jan. 2020.
- [91] “Radiopharmaceutical Administration,” in *Diagnostic Imaging: Nuclear Medicine*, Elsevier, 2016, pp. 540–541. doi: 10.1016/B978-0-323-37753-9.50140-7.
- [92] J. E. Juni *et al.*, “Procedure Guideline for Brain Perfusion SPECT Using 99mTc Radiopharmaceuticals 3.0,” *J Nucl Med Technol*, vol. 37, no. 3, pp. 191–195, Sep. 2009, doi: 10.2967/jnmt.109.067850.
- [93] A. Gholamrezanezhad, D. Moinian, S. Mirpour, and H. Hajimohammadi, “Unilateral pulmonary metastases from Ewing’s sarcoma shown in a technetium-99m-methylene-diphosphonate bone scan,,” *Hell J Nucl Med*, vol. 9, no. 3, pp. 181–3, 2006.
- [94] *Technetium Tc 99m Sestamibi*. 2006.
- [95] T. M. Illidge *et al.*, “Short duration immunochemotherapy followed by radioimmunotherapy consolidation is effective and well tolerated in relapsed follicular lymphoma: 5-year results from a UK National Cancer Research Institute Lymphoma Group study,” *Br J Haematol*, vol. 173, no. 2, pp. 274–282, Apr. 2016, doi: 10.1111/bjh.13954.
- [96] A. Lourenço, H. Bouchard, S. Galer, G. Royle, and H. Palmans, “The influence of nuclear interactions on ionization chamber perturbation factors in proton beams: FLUKA simulations supported by a Fano test,” *Med Phys*, vol. 46, no. 2, pp. 885–891, Feb. 2019, doi: 10.1002/mp.13281.
- [97] J. C. Ganz, “Dosimetry,” 2022, pp. 9–22. doi: 10.1016/bs.pbr.2021.10.023.
- [98] M. Nyathi, T. M. Moeng, and D. P. A. Maboe, “Extremity Exposure with 99mTc - Labelled Radiopharmaceuticals in Diagnostic Nuclear Medicine,” *Curr Radiopharm*, vol. 14, no. 1, pp. 57–63, Mar. 2021, doi: 10.2174/1874471013999200727205451.
- [99] *Radioactive Sources*. Washington, D.C.: National Academies Press, 2021. doi: 10.17226/26121.
- [100] “Gamma Camera Imaging,” in *Diagnostic Imaging: Nuclear Medicine*, Elsevier, 2016, pp. 494–497. doi: 10.1016/B978-0-323-37753-9.50128-6.
- [101] “PET,” in *Diagnostic Imaging: Nuclear Medicine*, Elsevier, 2016, pp. 502–505. doi: 10.1016/B978-0-323-37753-9.50130-4.

- [102] L. Johansson, “Translational Imaging Research,” in *Principles of Translational Science in Medicine*, Elsevier, 2015, pp. 189–194. doi: 10.1016/B978-0-12-800687-0.00020-7.
- [103] A. Schneider and H. Feussner, “Diagnostic Procedures,” in *Biomedical Engineering in Gastrointestinal Surgery*, Elsevier, 2017, pp. 87–220. doi: 10.1016/B978-0-12-803230-5.00005-1.
- [104] “Other Imaging Modalities,” in *Oral Radiology*, Elsevier, 2014, pp. 229–249. doi: 10.1016/B978-0-323-09633-1.00014-6.
- [105] “Gamma Camera Imaging,” in *Diagnostic Imaging: Nuclear Medicine*, Elsevier, 2016, pp. 494–497. doi: 10.1016/B978-0-323-37753-9.50128-6.
- [106] “Radiation Detection and Instrumentation,” in *Nuclear Medicine*, Elsevier, 2014, pp. 37–50. doi: 10.1016/B978-0-323-08299-0.00004-3.
- [107] K. Lameka, M. D. Farwell, and M. Ichise, “Positron Emission Tomography,” 2016, pp. 209–227. doi: 10.1016/B978-0-444-53485-9.00011-8.
- [108] Vânia Daniela Lima Araújo, “ALGORITMOS COMPUTACIONAIS PARA ANÁLISE QUANTITATIVA DE BIOMARCADORES EM IMAGENS DE MEDICINA NUCLEAR,” 2017, Accessed: Aug. 07, 2023. [Online]. Available: <https://repositorio.ucp.pt/bitstream/10400.14/36684/1/202728030.pdf>
- [109] “Single-Photon Emission Computed Tomography, Positron Emission Tomography, and Hybrid Imaging,” in *Nuclear Medicine*, Elsevier, 2014, pp. 51–65. doi: 10.1016/B978-0-323-08299-0.00005-5.
- [110] S. Chua and A. Groves, “Biomedical Positron Emission Tomography (PET) imaging,” in *Biomedical Imaging*, Elsevier, 2014, pp. 3–40. doi: 10.1533/9780857097477.1.3.
- [111] W. Wadsak and M. Mitterhauser, “Basics and principles of radiopharmaceuticals for PET/CT,” *Eur J Radiol*, vol. 73, no. 3, pp. 461–469, Mar. 2010, doi: 10.1016/j.ejrad.2009.12.022.
- [112] J. D. Kropotov, “Positron Emission Tomography,” in *Functional Neuromarkers for Psychiatry*, Elsevier, 2016, pp. 27–30. doi: 10.1016/B978-0-12-410513-3.00004-8.
- [113] I. Sonni *et al.*, “Simultaneous PET/MRI in the Evaluation of Breast and Prostate Cancer Using Combined Na[18F] F and [18F]FDG: a Focus on Skeletal Lesions,” *Mol Imaging Biol*, vol. 22, no. 2, pp. 397–406, Apr. 2020, doi: 10.1007/s11307-019-01392-9.
- [114] X. Deng *et al.*, “Chemistry for Positron Emission Tomography: Recent Advances in ¹¹C-, ¹⁸F-, ¹³N-, and ¹⁵O-Labeling Reactions,” *Angewandte Chemie International Edition*, vol. 58, no. 9, pp. 2580–2605, Feb. 2019, doi: 10.1002/anie.201805501.
- [115] S. L. Rice, C. A. Roney, P. Daumar, and J. S. Lewis, “The Next Generation of Positron Emission Tomography Radiopharmaceuticals in Oncology,” *Semin Nucl Med*, vol. 41, no. 4, pp. 265–282, Jul. 2011, doi: 10.1053/j.semnuclmed.2011.02.002.
- [116] P. Fattibene *et al.*, “Reflections on the future developments of research in retrospective physical dosimetry,” *Physics Open*, vol. 14, p. 100132, Feb. 2023, doi: 10.1016/j.physo.2022.100132.
- [117] J. Renaud, H. Palmans, A. Sarfehnia, and J. Seuntjens, “Absorbed dose calorimetry,” *Phys Med Biol*, vol. 65, no. 5, p. 05TR02, Mar. 2020, doi: 10.1088/1361-6560/ab4f29.

- [118] D. Finocchiaro *et al.*, “Uncertainty analysis of tumour absorbed dose calculations in molecular radiotherapy,” *EJNMMI Phys*, vol. 7, no. 1, p. 63, Dec. 2020, doi: 10.1186/s40658-020-00328-5.
- [119] H. Hänscheid, M. Lassmann, and F. A. Verburg, “Determinants of target absorbed dose in radionuclide therapy,” *Z Med Phys*, vol. 33, no. 1, pp. 82–90, Feb. 2023, doi: 10.1016/j.zemedi.2022.10.001.
- [120] C. V. G. Ferreira, B. M. Mendes, L. Paixão, T. V. M. Lima, R. Santos-Oliveira, and T. C. F. Fonseca, “Calculation of absorbed dose in paediatric phantoms using Monte Carlo techniques for 18F-FDG and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DMSA and the new TIAC,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 191, p. 110526, Jan. 2023, doi: 10.1016/j.apradiso.2022.110526.
- [121] V. Chopra, Y. R. Parauha, D. Poelman, and S. J. Dhoble, “Principle, mechanism, and models of radiation dosimetry,” in *Radiation Dosimetry Phosphors*, Elsevier, 2022, pp. 27–45. doi: 10.1016/B978-0-323-85471-9.00012-9.
- [122] J. IZEWSKA and G. RAJAN, “Dosimetry and Medical Radiation Physics,” Chapter 3. Accessed: Jul. 24, 2023. [Online]. Available: <https://www-naweb.iaea.org/NAHU/DMRP/documents/Chapter3.pdf>
- [123] International Nuclear Information System Repository, “Detetores de radiação,” capítulo 6. Accessed: Jul. 24, 2023. [Online]. Available: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/073/45073471.pdf
- [124] V. Pagonis, G. S. Polymeris, G. Kitis, and P. D. Sahare, “The effect of particle size on the radiation dose response of luminescence signals from nanophosphors,” *Radiat Meas*, vol. 166, p. 106965, Aug. 2023, doi: 10.1016/j.radmeas.2023.106965.
- [125] Centro de dosimetria de Lisboa, “Centro de dosimetria” Accessed: Jul. 24, 2023. [Online]. Available: <https://www.dosimetria.com/pt-pt/dosimetria/dosimetria-individual/>
- [126] M. K. Call, M. W. Grogg, and P. A. Tsonis, “Eye on regeneration,” *The Anatomical Record Part B: The New Anatomist*, vol. 287B, no. 1, pp. 42–48, Nov. 2005, doi: 10.1002/ar.b.20084.
- [127] R. R. Mohan, D. Kempuraj, S. D’Souza, and A. Ghosh, “Corneal stromal repair and regeneration,” *Prog Retin Eye Res*, vol. 91, p. 101090, Nov. 2022, doi: 10.1016/j.preteyeres.2022.101090.
- [128] A. Bringmann, T. Barth, R. Wiedemann, and P. Wiedemann, “Age- and sex-related variations of individual retinal layer thickness in the foveal center of healthy eyes,” *Exp Eye Res*, vol. 219, p. 109038, Jun. 2022, doi: 10.1016/j.exer.2022.109038.
- [129] H. Saito *et al.*, “Deep Optic Nerve Head Structures Associated With Increasing Axial Length in Healthy Myopic Eyes of Moderate Axial Length,” *Am J Ophthalmol*, vol. 249, pp. 156–166, May 2023, doi: 10.1016/j.ajo.2023.01.003.
- [130] G. Jin, Z. Liu, L. Wang, Y. Zhu, L. Luo, and Y. Liu, “Corneal Biometric Features and Their Association With Axial Length in High Myopia,” *Am J Ophthalmol*, vol. 238, pp. 45–51, Jun. 2022, doi: 10.1016/j.ajo.2021.11.031.

- [131] M.-J. Chen, Y.-T. Liu, C.-C. Tsai, Y.-C. Chen, C.-K. Chou, and S.-M. Lee, "Relationship Between Central Corneal Thickness, Refractive Error, Corneal Curvature, Anterior Chamber Depth and Axial Length," *Journal of the Chinese Medical Association*, vol. 72, no. 3, pp. 133–137, Mar. 2009, doi: 10.1016/S1726-4901(09)70038-3.
- [132] L. S. Lim *et al.*, "Variations in Eye Volume, Surface Area, and Shape with Refractive Error in Young Children by Magnetic Resonance Imaging Analysis," *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 52, no. 12, p. 8878, Nov. 2011, doi: 10.1167/iovs.11-7269.
- [133] M. W. Charles and N. Brown, "Dimensions of the human eye relevant to radiation protection (dosimetry)," *Phys Med Biol*, vol. 20, no. 2, p. 002, Mar. 1975, doi: 10.1088/0031-9155/20/2/002.
- [134] A. M. Eltanahy, C. Franco, P. Jeyaraj, S. Goswami, E. Hughes, and A. L. Gonzales, "Ex vivo ocular perfusion model to study vascular physiology in the mouse eye," *Exp Eye Res*, vol. 233, p. 109543, Aug. 2023, doi: 10.1016/j.exer.2023.109543.
- [135] J. V. Forrester, A. D. Dick, P. G. McMenamin, F. Roberts, and E. Pearlman, "Anatomy of the eye and orbit," in *The Eye*, Elsevier, 2016, pp. 1-102.e2. doi: 10.1016/B978-0-7020-5554-6.00001-0.
- [136] H. A. Stein, R. M. Stein, and M. I. Freeman, "Anatomy of the eye," in *The Ophthalmic Assistant*, Elsevier, 2018, pp. 1–12. doi: 10.1016/B978-0-323-39477-2.00001-4.
- [137] K. Ita, "Anatomy and physiology of the eye," in *Microneedles*, Elsevier, 2022, pp. 73–92. doi: 10.1016/B978-0-323-91811-4.00005-5.
- [138] M. Meallet, B. J. Reiser, and S. Moysidis, "Trauma to the eye and orbit," in *Current Therapy of Trauma and Surgical Critical Care*, Elsevier, 2024, pp. 173.e11-173.e27. doi: 10.1016/B978-0-323-69787-3.00043-5.
- [139] E. Li and C. B. Chambers, "Diseases of the Eyelids and Orbit," *Medical Clinics of North America*, vol. 105, no. 3, pp. 551–562, May 2021, doi: 10.1016/j.mcna.2021.02.007.
- [140] R. T. Mathias, J. Kistler, and P. Donaldson, "The Lens Circulation," *Journal of Membrane Biology*, vol. 216, no. 1, pp. 1–16, Mar. 2007, doi: 10.1007/s00232-007-9019-y.
- [141] Y. Chen, R. S. Petrova, C. Qiu, and P. J. Donaldson, "Intracellular hydrostatic pressure regulation in the bovine lens: a role in the regulation of lens optics?," *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, vol. 322, no. 3, pp. R263–R279, Mar. 2022, doi: 10.1152/ajpregu.00309.2021.
- [142] E. Vaghefi and P. J. Donaldson, "The lens internal microcirculation system delivers solutes to the lens core faster than would be predicted by passive diffusion," *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, vol. 315, no. 5, pp. R994–R1002, Nov. 2018, doi: 10.1152/ajpregu.00180.2018.
- [143] V. M. Berthoud, J. Gao, P. J. Minogue, O. Jara, R. T. Mathias, and E. C. Beyer, "Connexin Mutants Compromise the Lens Circulation and Cause Cataracts through Biomineralization," *Int J Mol Sci*, vol. 21, no. 16, p. 5822, Aug. 2020, doi: 10.3390/ijms21165822.

- [144] E. Vaghefi and P. J. Donaldson, “The lens internal microcirculation system delivers solutes to the lens core faster than would be predicted by passive diffusion,” *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, vol. 315, no. 5, pp. R994–R1002, Nov. 2018, doi: 10.1152/ajpregu.00180.2018.
- [145] V. Valiunas, P. R. Brink, and T. W. White, “Lens Connexin Channels Have Differential Permeability to the Second Messenger cAMP,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 60, no. 12, p. 3821, Sep. 2019, doi: 10.1167/iovs.19-27302.
- [146] G. A. Lutty and D. S. McLeod, “Development of the hyaloid, choroidal and retinal vasculatures in the fetal human eye,” *Prog Retin Eye Res*, vol. 62, pp. 58–76, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.preteyeres.2017.10.001.
- [147] A. J. Sit and J. W. McLaren, “Measurement of episcleral venous pressure,” *Exp Eye Res*, vol. 93, no. 3, pp. 291–298, Sep. 2011, doi: 10.1016/j.exer.2011.05.003.
- [148] Y. Hong, L. Ning, Y. Sun, H. Qian, and Y. Ji, “The growth and shape of the eyeball and crystalline lens in utero documented by fetal MR imaging,” *Heliyon*, vol. 9, no. 1, p. e12885, Jan. 2023, doi: 10.1016/j.heliyon.2023.e12885.
- [149] A. Gupta *et al.*, “In vivo SS-OCT imaging of crystalline lens sutures,” *Biomed Opt Express*, vol. 11, no. 10, p. 5388, Oct. 2020, doi: 10.1364/BOE.401254.
- [150] R. A. Quinlan and J. I. Clark, “Insights into the biochemical and biophysical mechanisms mediating the longevity of the transparent optics of the eye lens,” *Journal of Biological Chemistry*, vol. 298, no. 11, p. 102537, Nov. 2022, doi: 10.1016/j.jbc.2022.102537.
- [151] A. Cvekl, R. McGreal, and W. Liu, “Lens Development and Crystallin Gene Expression,” 2015, pp. 129–167. doi: 10.1016/bs.pmbts.2015.05.001.
- [152] A. Cvekl and R. Ashery-Padan, “The cellular and molecular mechanisms of vertebrate lens development,” *Development*, vol. 141, no. 23, pp. 4432–4447, Dec. 2014, doi: 10.1242/dev.107953.
- [153] E. M. Feneck, P. N. Lewis, and K. M. Meek, “Identification of a Primary Stroma and Novel Endothelial Cell Projections in the Developing Human Cornea,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 61, no. 6, p. 5, Jun. 2020, doi: 10.1167/iovs.61.6.5.
- [154] A. E. Griep, “Cell cycle regulation in the developing lens,” *Semin Cell Dev Biol*, vol. 17, no. 6, pp. 686–697, Dec. 2006, doi: 10.1016/j.semcdb.2006.10.004.
- [155] S. Bassnett and D. Mataic, “Chromatin Degradation in Differentiating Fiber Cells of the Eye Lens,” *J Cell Biol*, vol. 137, no. 1, pp. 37–49, Apr. 1997, doi: 10.1083/jcb.137.1.37.
- [156] X. Cheng and P. M. Pinsky, “Mechanisms of self-organization for the collagen fibril lattice in the human cornea,” *J R Soc Interface*, vol. 10, no. 87, p. 20130512, Oct. 2013, doi: 10.1098/rsif.2013.0512.
- [157] D. Borchman and M. C. Yappert, “Lipids and the ocular lens,” *J Lipid Res*, vol. 51, no. 9, pp. 2473–2488, Sep. 2010, doi: 10.1194/jlr.R004119.
- [158] L. Mainali, M. Raguz, W. J. O’Brien, and W. K. Subczynski, “Changes in the Properties and Organization of Human Lens Lipid Membranes Occurring with Age,” *Curr Eye Res*, vol. 42, no. 5, pp. 721–731, May 2017, doi: 10.1080/02713683.2016.1231325.

- [159] S. TROKEL, “The physical basis for transparency of the crystalline lens.,” *Invest Ophthalmol*, vol. 1, pp. 493–501, Aug. 1962.
- [160] J. I. Clark, “Biology of the Transparent Lens and Changes with Age,” in *Albert and Jakobiec’s Principles and Practice of Ophthalmology*, Cham: Springer International Publishing, 2020, pp. 1–19. doi: 10.1007/978-3-319-90495-5_188-1.
- [161] L. T. Dauer *et al.*, “Guidance on radiation dose limits for the lens of the eye: overview of the recommendations in NCRP Commentary No. 26,” *Int J Radiat Biol*, vol. 93, no. 10, pp. 1015–1023, Oct. 2017, doi: 10.1080/09553002.2017.1304669.
- [162] M. A. Croft *et al.*, “Accommodative movements of the choroid in the optic nerve head region of human eyes, and their relationship to the lens,” *Exp Eye Res*, vol. 222, p. 109124, Sep. 2022, doi: 10.1016/j.exer.2022.109124.
- [163] J. L. Alio *et al.*, “Visual Outcomes and Accommodative Response of the Lumina Accommodative Intraocular Lens,” *Am J Ophthalmol*, vol. 164, pp. 37–48, Apr. 2016, doi: 10.1016/j.ajo.2016.01.006.
- [164] R. Jiménez, R. Molina, C. Jiménez, J. R. Jiménez, B. Redondo, and J. Vera, “Dynamics of the accommodative response under artificially-induced aniseikonia,” *Exp Eye Res*, vol. 185, p. 107674, Aug. 2019, doi: 10.1016/j.exer.2019.05.014.
- [165] R. N. Chinn, A. Raghuram, M. K. Curtiss, A. M. Gehring, A. J. De Paula, and T. L. Roberts, “Repeatability of the Accommodative Response Measured by the Grand Seiko Autorefractor in Children With and Without Amblyopia and Adults,” *Am J Ophthalmol*, vol. 236, pp. 221–231, Apr. 2022, doi: 10.1016/j.ajo.2021.10.019.
- [166] M. A. Croft, T. M. Nork, G. Heatley, J. P. McDonald, A. Katz, and P. L. Kaufman, “Intraocular accommodative movements in monkeys; relationship to presbyopia,” *Exp Eye Res*, vol. 222, p. 109029, Sep. 2022, doi: 10.1016/j.exer.2022.109029.
- [167] K. Mahendiran, C. Elie, J.-C. Nebel, A. Ryan, and B. K. Pierscionek, “Primary sequence contribution to the optical function of the eye lens,” *Sci Rep*, vol. 4, no. 1, p. 5195, Jun. 2014, doi: 10.1038/srep05195.
- [168] D. Khago, J. C. Bierma, K. W. Roskamp, N. Kozlyuk, and R. W. Martin, “Protein refractive index increment is determined by conformation as well as composition,” *Journal of Physics: Condensed Matter*, vol. 30, no. 43, p. 435101, Oct. 2018, doi: 10.1088/1361-648X/aae000.
- [169] K. M. Meek and C. Knupp, “Corneal structure and transparency,” *Prog Retin Eye Res*, vol. 49, pp. 1–16, Nov. 2015, doi: 10.1016/j.preteyeres.2015.07.001.
- [170] N. Fujii, H. Uchida, and T. Saito, “The damaging effect of UV-C irradiation on lens alpha-crystallin.,” *Mol Vis*, vol. 10, pp. 814–20, Nov. 2004.
- [171] T. F. L. Wishart, M. Flokis, D. Y. Shu, S. J. Das, and F. J. Lovicu, “Hallmarks of lens aging and cataractogenesis,” *Exp Eye Res*, vol. 210, p. 108709, Sep. 2021, doi: 10.1016/j.exer.2021.108709.
- [172] World Health Organization, “World report on vision,” 2019. Accessed: Jun. 19, 2023. [Online]. Available: <https://www.who.int/publications/i/item/world-report-on-vision>
- [173] M. V. Cicinelli, J. C. Buchan, M. Nicholson, V. Varadaraj, and R. C. Khanna, “Cataracts,” *The Lancet*, vol. 401, no. 10374, pp. 377–389, Feb. 2023, doi: 10.1016/S0140-6736(22)01839-6.

- [174] M. J. Ang and N. A. Afshari, "Cataract and systemic disease: A review," *Clin Exp Ophthalmol*, vol. 49, no. 2, pp. 118–127, Mar. 2021, doi: 10.1111/ceo.13892.
- [175] A. Pék, "Relationship between diabetes mellitus and cataract in Hungary," *Int J Ophthalmol*, vol. 13, no. 5, pp. 788–793, May 2020, doi: 10.18240/ijo.2020.05.14.
- [176] E. J. Kim, W. V. Lin, S. M. Rodriguez, A. Chen, A. Loya, and C. Y. Weng, "Treatment of Diabetic Macular Edema," *Curr Diab Rep*, vol. 19, no. 9, p. 68, Sep. 2019, doi: 10.1007/s11892-019-1188-4.
- [177] A. Shiels and J. F. Hejtmancik, "Mutations and mechanisms in congenital and age-related cataracts," *Exp Eye Res*, vol. 156, pp. 95–102, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.exer.2016.06.011.
- [178] A. Vejux, M. Samadi, and G. Lizard, "Contribution of Cholesterol and Oxysterols in the Physiopathology of Cataract: Implication for the Development of Pharmacological Treatments," *J Ophthalmol*, vol. 2011, pp. 1–6, 2011, doi: 10.1155/2011/471947.
- [179] M. Linetsky *et al.*, "UVA Light-excited Kynurenines Oxidize Ascorbate and Modify Lens Proteins through the Formation of Advanced Glycation End Products," *Journal of Biological Chemistry*, vol. 289, no. 24, pp. 17111–17123, Jun. 2014, doi: 10.1074/jbc.M114.554410.
- [180] Y. Gong, K. Feng, N. Yan, Y. Xu, and C.-W. Pan, "Different Amounts of Alcohol Consumption and Cataract," *Optometry and Vision Science*, vol. 92, no. 4, pp. 471–479, Apr. 2015, doi: 10.1097/OPX.0000000000000558.
- [181] N. Fujii, T. Takata, N. Fujii, K. Aki, and H. Sakaue, "D-Amino acids in protein: The mirror of life as a molecular index of aging," *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Proteins and Proteomics*, vol. 1866, no. 7, pp. 840–847, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.bbapap.2018.03.001.
- [182] L. Xu and N. A. Porter, "Free radical oxidation of cholesterol and its precursors: Implications in cholesterol biosynthesis disorders," *Free Radic Res*, vol. 49, no. 7, pp. 835–849, Jul. 2015, doi: 10.3109/10715762.2014.985219.
- [183] A. Uwineza, A. A. Kalligeraki, N. Hamada, M. Jarrin, and R. A. Quinlan, "Cataractogenic load – A concept to study the contribution of ionizing radiation to accelerated aging in the eye lens," *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, vol. 779, pp. 68–81, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.mrrev.2019.02.004.
- [184] L. Xu and N. A. Porter, "Free radical oxidation of cholesterol and its precursors: Implications in cholesterol biosynthesis disorders," *Free Radic Res*, vol. 49, no. 7, pp. 835–849, Jul. 2015, doi: 10.3109/10715762.2014.985219.
- [185] S. Ramachandra Rao and S. J. Fliesler, "Cholesterol homeostasis in the vertebrate retina: biology and pathobiology," *J Lipid Res*, vol. 62, p. 100057, 2021, doi: 10.1194/jlr.TR120000979.
- [186] N. Hamada, T. V. Azizova, and M. P. Little, "An update on effects of ionizing radiation exposure on the eye," *Br J Radiol*, vol. 93, no. 1115, p. 20190829, Nov. 2020, doi: 10.1259/bjr.20190829.
- [187] P. Liu, S. L. Edassery, L. Ali, B. R. Thomson, J. N. Savas, and J. Jin, "Long-lived metabolic enzymes in the crystalline lens identified by pulse-labeling of mice and mass spectrometry," *Elife*, vol. 8, Dec. 2019, doi: 10.7554/eLife.50170.

- [188] V. Berry, N. Pontikos, A. Ionides, A. Kalitzeos, R. A. Quinlan, and M. Michaelides, “Pathogenic variants in the *CYP21A2* gene cause isolated autosomal dominant congenital posterior polar cataracts,” *Ophthalmic Genet*, vol. 43, no. 2, pp. 218–223, Mar. 2022, doi: 10.1080/13816810.2021.1998556.
- [189] S. Barnes and R. A. Quinlan, “Small molecules, both dietary and endogenous, influence the onset of lens cataracts,” *Exp Eye Res*, vol. 156, pp. 87–94, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.exer.2016.03.024.
- [190] A. Uwineza, A. A. Kalligeraki, N. Hamada, M. Jarrin, and R. A. Quinlan, “Cataractogenic load – A concept to study the contribution of ionizing radiation to accelerated aging in the eye lens,” *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, vol. 779, pp. 68–81, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.mrrev.2019.02.004.
- [191] W. Chen *et al.*, “Visual Function in Children With Posterior Lens Opacities Before and After Surgery,” *Am J Ophthalmol*, vol. 241, pp. 160–167, Sep. 2022, doi: 10.1016/j.ajo.2022.04.018.
- [192] K. M. Miller *et al.*, “Cataract in the Adult Eye Preferred Practice Pattern®,” *Ophthalmology*, vol. 129, no. 1, pp. P1–P126, Jan. 2022, doi: 10.1016/j.ophtha.2021.10.006.
- [193] H. E. Gali, R. Sella, and N. A. Afshari, “Cataract grading systems: a review of past and present.,” *Curr Opin Ophthalmol*, vol. 30, no. 1, pp. 13–18, Jan. 2019, doi: 10.1097/ICU.0000000000000542.
- [194] L. D. Mikryukova and A. V. Akleyev, “Risk of cataract of different morphological types in Urals population chronically exposed at low doses,” *Radiat Med Prot*, vol. 3, no. 4, pp. 167–170, Dec. 2022, doi: 10.1016/j.radmp.2022.09.001.
- [195] S.-A. Lim, J.-Y. Shin, and S.-H. Chung, “Useful Prediction of Phacodynamics by Scheimpflug Lens Densitometry in Patients over Age 70,” *Semin Ophthalmol*, vol. 32, no. 4, pp. 482–487, Jul. 2017, doi: 10.3109/08820538.2015.1120756.
- [196] Y. Wan *et al.*, “Correlation among Lens Opacities Classification System III grading, the 25-item National Eye Institute Visual Functioning Questionnaire, and Visual Function Index-14 for age-related cataract assessment,” *Int Ophthalmol*, vol. 40, no. 7, pp. 1831–1839, Jul. 2020, doi: 10.1007/s10792-020-01353-0.
- [197] D. Chen, Z. Li, J. Huang, L. Yu, S. Liu, and Y. Zhao, “Lens nuclear opacity quantitation with long-range swept-source optical coherence tomography: correlation to LOCS III and a Scheimpflug imaging-based grading system,” *British Journal of Ophthalmology*, vol. 103, no. 8, pp. 1048–1053, Aug. 2019, doi: 10.1136/bjophthalmol-2018-312661.
- [198] R. G. de Souza, A. Golla, M. Khan, I. M. de Oca, S. Khandelwal, and Z. Al-Mohtaseb, “Association of optical cataract indices with cataract severity and visual function,” *Int Ophthalmol*, vol. 42, no. 1, pp. 27–33, Jan. 2022, doi: 10.1007/s10792-021-01995-8.
- [199] H. E. Gali, R. Sella, and N. A. Afshari, “Cataract grading systems,” *Curr Opin Ophthalmol*, vol. 30, no. 1, pp. 13–18, Jan. 2019, doi: 10.1097/ICU.0000000000000542.
- [200] A. Shiels, P. E. Cabrera, and J. F. Hejtmancik, “Genetics of Age-Related Cataract☆,” in *Reference Module in Neuroscience and Biobehavioral Psychology*, Elsevier, 2017. doi: 10.1016/B978-0-12-809324-5.01377-8.

- [201] H. E. Gali, R. Sella, and N. A. Afshari, "Cataract grading systems," *Curr Opin Ophthalmol*, vol. 30, no. 1, pp. 13–18, Jan. 2019, doi: 10.1097/ICU.0000000000000542.
- [202] T. V. Azizova, N. Hamada, E. S. Grigoryeva, and E. V. Bragin, "Risk of various types of cataracts in a cohort of Mayak workers following chronic occupational exposure to ionizing radiation," *Eur J Epidemiol*, vol. 33, no. 12, pp. 1193–1204, Dec. 2018, doi: 10.1007/s10654-018-0450-4.
- [203] E. A. Ainsbury and S. G. R. Barnard, "Sensitivity and latency of ionising radiation-induced cataract," *Exp Eye Res*, vol. 212, p. 108772, Nov. 2021, doi: 10.1016/j.exer.2021.108772.
- [204] N. Hamada and Y. Fujimichi, "Role of carcinogenesis related mechanisms in cataractogenesis and its implications for ionizing radiation cataractogenesis," *Cancer Lett*, vol. 368, no. 2, pp. 262–274, Nov. 2015, doi: 10.1016/j.canlet.2015.02.017.
- [205] R. M. Lipman, B. J. Tripathi, and R. C. Tripathi, "Cataracts induced by microwave and ionizing radiation," *Surv Ophthalmol*, vol. 33, no. 3, pp. 200–210, Nov. 1988, doi: 10.1016/0039-6257(88)90088-4.
- [206] T. Mathis *et al.*, "The Lens Opacities Classification System III Grading in Irradiated Uveal Melanomas to Characterize Proton Therapy-Induced Cataracts," *Am J Ophthalmol*, vol. 201, pp. 63–71, May 2019, doi: 10.1016/j.ajo.2019.01.025.
- [207] G. P. Hammer, U. Scheidemann-Wesp, F. Samkange-Zeeb, H. Wicke, K. Neriishi, and M. Blettner, "Occupational exposure to low doses of ionizing radiation and cataract development: a systematic literature review and perspectives on future studies.," *Radiat Environ Biophys*, vol. 52, no. 3, pp. 303–19, Aug. 2013, doi: 10.1007/s00411-013-0477-6.
- [208] M. Negrone and D. Di Lascio, "[Risk of deterministic effects after exposure to low doses of ionizing radiation: retrospective study among health workers in view of a new publication of International Commission on Radiological Protection].," *G Ital Med Lav Ergon*, vol. 38, no. 2, pp. 83–8, 2016.
- [209] E. A. Ainsbury *et al.*, "Radiation Cataractogenesis: A Review of Recent Studies," *Radiat Res*, vol. 172, no. 1, pp. 1–9, Jul. 2009, doi: 10.1667/RR1688.1.
- [210] I. V. Ivanov, T. Mappes, P. Schaupp, C. Lappe, and S. Wahl, "Ultraviolet radiation oxidative stress affects eye health," *J Biophotonics*, vol. 11, no. 7, p. e201700377, Jul. 2018, doi: 10.1002/jbio.201700377.
- [211] C. Guo *et al.*, "Ultraviolet B radiation induces oxidative stress and apoptosis in human lens epithelium cells by activating NF- κ B signaling to down-regulate sodium vitamin C transporter 2 (SVCT2) expression," *Cell Cycle*, vol. 22, no. 12, pp. 1450–1462, Jun. 2023, doi: 10.1080/15384101.2023.2215084.
- [212] D. Borchman, R. Stimmelmayer, and J. C. George, "Whales, lifespan, phospholipids, and cataracts," *J Lipid Res*, vol. 58, no. 12, pp. 2289–2298, Dec. 2017, doi: 10.1194/jlr.M079368.
- [213] J. R. Hughes, V. A. Levchenko, S. J. Blanksby, T. W. Mitchell, A. Williams, and R. J. Truscott, "No turnover in lens lipids for the entire human lifespan," *Elife*, vol. 4, Mar. 2015, doi: 10.7554/eLife.06003.

- [214] J. Nielsen *et al.*, “Eye lens radiocarbon reveals centuries of longevity in the Greenland shark (*Somniosus microcephalus*),” *Science* (1979), vol. 353, no. 6300, pp. 702–704, Aug. 2016, doi: 10.1126/science.aaf1703.
- [215] M.-K. Yuan *et al.*, “The Risk of Cataract Associated With Repeated Head and Neck CT Studies: A Nationwide Population-Based Study,” *American Journal of Roentgenology*, vol. 201, no. 3, pp. 626–630, Sep. 2013, doi: 10.2214/AJR.12.9652.
- [216] Y. Lian *et al.*, “Protracted low-dose radiation exposure and cataract in a cohort of Chinese industry radiographers,” *Occup Environ Med*, vol. 72, no. 9, pp. 640–647, Sep. 2015, doi: 10.1136/oemed-2014-102772.
- [217] Y. Su *et al.*, “Lens opacity prevalence among the residents in high natural background radiation area in Yangjiang, China,” *J Radiat Res*, vol. 62, no. 1, pp. 67–72, Jan. 2021, doi: 10.1093/jrr/rraa073.
- [218] S. Volland, J. Esteve-Rudd, J. Hoo, C. Yee, and D. S. Williams, “A Comparison of Some Organizational Characteristics of the Mouse Central Retina and the Human Macula,” *PLoS One*, vol. 10, no. 4, p. e0125631, Apr. 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0125631.
- [219] K. S. Molnar *et al.*, “Mechanism of Action of VP1-001 in cryAB(R120G)-Associated and Age-Related Cataracts,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 60, no. 10, p. 3320, Aug. 2019, doi: 10.1167/iovs.18-25647.
- [220] J. S. Eaton, P. E. Miller, E. Bentley, S. M. Thomasy, and C. J. Murphy, “Slit Lamp-Based Ocular Scoring Systems in Toxicology and Drug Development: A Literature Survey,” *Journal of Ocular Pharmacology and Therapeutics*, vol. 33, no. 10, pp. 707–717, Dec. 2017, doi: 10.1089/jop.2017.0021.
- [221] D. Pawliczek *et al.*, “Spectral domain - Optical coherence tomography (SD-OCT) as a monitoring tool for alterations in mouse lenses,” *Exp Eye Res*, vol. 190, p. 107871, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.exer.2019.107871.
- [222] C. Dalke *et al.*, “Lifetime study in mice after acute low-dose ionizing radiation: a multifactorial study with special focus on cataract risk,” *Radiat Environ Biophys*, vol. 57, no. 2, pp. 99–113, May 2018, doi: 10.1007/s00411-017-0728-z.
- [223] S. G. R. Barnard, R. McCarron, J. Moquet, R. Quinlan, and E. Ainsbury, “Inverse dose-rate effect of ionising radiation on residual 53BP1 foci in the eye lens,” *Sci Rep*, vol. 9, no. 1, p. 10418, Dec. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-46893-3.
- [224] V. Guerra and D. Marinov, “Dynamical Monte Carlo methods for plasma-surface reactions,” *Plasma Sources Sci Technol*, vol. 25, no. 4, p. 045001, Aug. 2016, doi: 10.1088/0963-0252/25/4/045001.
- [225] S. Prokhorenko, K. Kalke, Y. Nahas, and L. Bellaiche, “Large scale hybrid Monte Carlo simulations for structure and property prediction,” *NPJ Comput Mater*, vol. 4, no. 1, p. 80, Dec. 2018, doi: 10.1038/s41524-018-0137-0.
- [226] “Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons” Accessed: Jul. 24, 2023. [Online]. Available: <https://pypenelope.sourceforge.net/>
- [227] “FLUktuierende KAskade” Accessed: Jul. 24, 2023. [Online]. Available: <http://www.fluka.org/>

- [228] Triad National Security, “Monte Carlo N-Particle” Accessed: Jul. 24, 2023. [Online]. Available: <https://mcnp.lanl.gov/>
- [229] Akinori Kimura, Eri Suzuki, Glenn Horton-Smith, and Harm Fesefeldt, “Geant4,” 2006 Accessed: Jul. 24, 2023. [Online]. Available: <https://geant4.web.cern.ch/>
- [230] K. Binder and D. W. Heermann, *Monte Carlo Simulation in Statistical Physics*. Cham: Springer International Publishing, 2019. doi: 10.1007/978-3-030-10758-1.
- [231] F. Salvat, J. M. Fernández-Varea, and J. Sempau, “PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport.”
- [232] “Espectro Tecnécio-99m”.
- [233] “ângulos theta, phi e alpha”.
- [234] Dong Ye, You Li, and Yan Xiao, “Mathematical model and basic control theory,” in *Emerging Methodologies and Applications in Modelling, Identification and Control*, 2022, pp. 29–39.
- [235] Michael Paluszek, “Kinematics,” in *Spacecraft Attitude Determination and Control*, 2023, pp. 47–63.
- [236] softUsvista Inc., “Metals Compare Nature.” Accessed: Sep. 22, 2023. [Online]. Available: <https://metals.comparenature.com/pt/chumbo-propriedades-mecanicas/model-18-3>
- [237] Majed Khalaf and Ido Kaminer, “Compton scattering driven by intense quantum light,” *Science Advances*, 2023.
- [238] R. E. Windsor and M. Michaels, “Radiation Safety – Theory and Practical Concerns,” in *Interventional Spine*, Elsevier, 2008, pp. 229–238. doi: 10.1016/B978-0-7216-2872-1.50026-1.
- [239] F. Scheuch, D. Führen, T. Hebbeker, C. Heidemann, and M. Merschmeyer, “Electrical characterization and simulation of SiPMs,” *Nucl Instrum Methods Phys Res A*, vol. 787, pp. 340–343, Jul. 2015, doi: 10.1016/j.nima.2015.01.066.
- [240] M. Parkinson, “A calculation of photon decay,” *Nucl Phys B*, vol. 74, no. 2, pp. 269–284, May 1974, doi: 10.1016/0550-3213(74)90526-4.
- [241] B. W. Clements and J. A. P. Casani, “Nuclear and Radiological Disasters,” in *Disasters and Public Health*, Elsevier, 2016, pp. 357–383. doi: 10.1016/B978-0-12-801980-1.00015-5.
- [242] Harvey A. Ziessman, Janis P. O’Malley, James H. Thrall, and Frederic H. Fahey, *Medicina Nuclear*, 4^a. Elsevier, 2015.
- [243] Diário da República, “Decreto-lei 184/2015, de 31 de Agosto,” 2015.
- [244] H. Piwowarska-Bilska, A. Supinska, J. Iwanowski, and B. Birkenfeld, “SHOULD PERSONNEL OF NUCLEAR MEDICINE DEPARTMENTS USE PERSONAL DOSIMETERS FOR EYE LENS DOSE MONITORING?,” *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 183, no. 3, pp. 393–396, May 2019, doi: 10.1093/rpd/ncy118.
- [245] S. Sisai and A. Krisanachinda, “Measurement of the Whole Body, Eye Lens and Extremity Occupational Doses in Nuclear Medicine Staff at King Chulalongkorn

- Memorial Hospital,” *J Phys Conf Ser*, vol. 1505, no. 1, p. 012045, Mar. 2020, doi: 10.1088/1742-6596/1505/1/012045.
- [246] C. Lindholm, A. Pekkarinen, O. Sipilä, A.-L. Manninen, M. Lehtinen, and T. Siiskonen, “ESTIMATION OF HP(3) AMONG STAFF MEMBERS IN TWO NUCLEAR MEDICINE UNITS IN FINLAND,” *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 190, no. 2, pp. 176–184, Aug. 2020, doi: 10.1093/rpd/ncaa096.
- [247] J. Rita and M. Marques, “Microdosimetria do Rádio-223 por Método de Monte Carlo,” 2021.
- [248] P. Morhrasi, C. Jumpee, P. Charoenphun, and K. Chuamsaamarkkee, “Estimation of Occupational Eye Lens Dose in Nuclear Medicine: A Monte Carlo Study,” *J Med Imaging Radiat Sci*, vol. 53, no. 4, p. S29, Dec. 2022, doi: 10.1016/j.jmir.2022.10.095.
- [249] E. Carinou, P. Ferrari, O. C. Bjelac, M. Gingaume, M. S. Merce, and U. O’Connor, “Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of $H_p(3)$ monitoring. A 2015 review,” *Journal of Radiological Protection*, vol. 35, no. 3, pp. R17–R34, Sep. 2015, doi: 10.1088/0952-4746/35/3/R17.
- [250] I. Bruchmann, B. Szermerski, R. Behrens, and L. Geworski, “Impact of radiation protection means on the dose to the lens of the eye while handling radionuclides in nuclear medicine,” *Z Med Phys*, vol. 26, no. 4, pp. 298–303, Dec. 2016, doi: 10.1016/j.zemedi.2015.07.002.
- [251] L. Cunha, J. Dabin, S. Leide-Svegborn, A. Zorz, R. Kollaard, and P. Covens, “Extremity exposure of nuclear medicine workers: results from an EANM and EURADOS survey,” *The Quarterly Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 67, no. 1, Mar. 2023, doi: 10.23736/S1824-4785.22.03504-X.
- [252] “Portaria137_2019,” 2019.
- [253] A. Urboniene, E. Sadzeviciene, and J. Ziliukas, “Assessment of eye lens doses for workers during interventional radiology procedures,” *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 165, no. 1–4, pp. 299–303, Jul. 2015, doi: 10.1093/rpd/ncv173.
- [254] S. Demeter, A. L. Goertzen, and J. Patterson, “Demonstrating Compliance With Proposed Reduced Lens of Eye Dose Limits in Nuclear Medicine Settings,” *Health Phys*, vol. 117, no. 3, pp. 313–318, Sep. 2019, doi: 10.1097/HP.0000000000001059.
- [255] R. Kopeck *et al.*, “On the relationship between whole body, extremity and eye lens doses for medical staff in the preparation and application of radiopharmaceuticals in nuclear medicine,” *Radiat Meas*, vol. 46, no. 11, pp. 1295–1298, Nov. 2011, doi: 10.1016/j.radmeas.2011.07.036.
- [256] H. Eder and H. Schlattl, “Use of effective dose to assess x-ray protective clothing,” *Journal of Radiological Protection*, vol. 41, no. 4, pp. R140–R151, Dec. 2021, doi: 10.1088/1361-6498/ac191a.
- [257] J. Domienik-Andrzejewska, M. Brodecki, and M. Zmysłony, “CORRELATION OF EYE LENS DOSES AND PERSONAL DOSE EQUIVALENT MEASURED ON THE ARM OF INTERVENTIONAL RADIOLOGISTS FOR A RETROSPECTIVE ASSESSMENT OF DOSES TO OPERATORS’ EYE LENS,” *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 189, no. 3, pp. 271–278, Jul. 2020, doi: 10.1093/rpd/ncaa039.

- [258] H. J. Khoury, V. S. M. de Barros, V. K. Asfora, and P. Toroi, “First Latin American and Caribbean interlaboratory comparison exercise for SSDLs on reference irradiation capabilities in personal dose equivalent,” *Journal of Radiological Protection*, vol. 41, no. 1, pp. 37–45, Mar. 2021, doi: 10.1088/1361-6498/abe16f.
- [259] H. Watanabe *et al.*, “Measurement as a Personal Dose Equivalent of X-ray Room Scattered Dose in ERCP Inspection,” *Japanese Journal of Radiological Technology*, vol. 78, no. 4, pp. 2022–1149, 2022, doi: 10.6009/jjrt.2022-1149.
- [260] J. Dabin, R. Kopeć, L. Struelens, A. Szumska, M. Tomaszuk, and F. Vanhavere, “EYE LENS DOSES IN NUCLEAR MEDICINE: A MULTICENTRIC STUDY IN BELGIUM AND POLAND,” *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 170, no. 1–4, pp. 297–301, Sep. 2016, doi: 10.1093/rpd/ncv538.

No apêndice 1 encontra-se representado o código para o ficheiro de geometria da seringa. A superfície 1 corresponde à primeira seção da seringa, que é um cilindro com 1 cm de diâmetro. As superfícies 2 e 3 foram criadas para limitar o cilindro a uma altura de 5 cm, nas posições $Y=-2.5$ e $Y=2.5$ cm. A superfície 4 corresponde à segunda seção da seringa, novamente um cilindro com 0.4 cm de diâmetro. A superfície 5 foi criada para limitar o cilindro da segunda seção (superfície 4) na posição $Y=-3.5$ cm. A agulha é mais uma vez um cilindro com 0.075 cm de diâmetro, com a sua superfície limitadora, a superfície 7, situada em $Y=7$ cm. Por fim, as superfícies 8, 9 e 10 representam o conteúdo da seringa, enquanto a superfície 11 representa o invólucro de chumbo.

```

SURFACE ( 28) Olho Direito
INDICES=( 1, 1, 1, 0, -1)
X-SCALE=( 1.2000000000000000E+00, 0)
Y-SCALE=( 1.3000000000000000E+00, 0)
Z-SCALE=( 0.9000000000000000E+00, 0)
Z-SHIFT=( 7.5000000000000000E+00, 0)
Y-SHIFT=( 7.8000000000000000E+00, 0)
X-SHIFT=( 3.3990000000000000E+00, 0)

```

Apêndice 2 - Geometria referente ao olho direito

O apêndice 2 representa o código para o ficheiro de geometria do olho direito, com o índice que se refere a uma esfera (1,1,1,0,-1). No entanto, devido às diferentes dimensões nos três eixos (x, y e z), torna-se um elipsoide. Este elipsoide está centrado nas coordenadas (3.399; 7.8; 7.5) e tem de dimensões, 2.4 cm em x, 2.6 cm em y e 1.8 cm em z.

Simulações sem rotação de seringa													
Sem chumbo													
2,00E+07													
Parte do corpo	Body	sem ar pontual						sem ar continua					
		Dose/fotão	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Erro/fotão	Erro total	Dose Total	Erro/fotão	Erro total		
Seringa 1° anel	1	5,691E-15	5,773E-17	3,460E-09	1	6,496E-15	3,893E-07	6,158E-17	3,691E-09	6,158E-17	3,691E-09	3,893E-07	
Seringa 2° anel	2	1,187E-15	1,564E-16	9,371E-09	2	9,143E-15	5,479E-07	4,210E-16	2,523E-08	4,210E-16	2,523E-08	5,479E-07	
agulha	3	3,112E-16	1,382E-16	8,283E-09	3	2,900E-15	1,738E-07	4,991E-16	2,991E-08	4,991E-16	2,991E-08	1,738E-07	
Tecnócio seringa 1°	4	1,193E-13	3,103E-16	1,860E-08	4	9,106E-14	5,457E-06	2,686E-16	1,610E-08	2,686E-16	1,610E-08	5,457E-06	
Tecnócio de seringa 2°	5	4,003E-15	2,399E-07	2,121E-08	5	4,873E-14	2,920E-06	1,221E-15	7,319E-08	1,221E-15	7,319E-08	2,920E-06	
Tecnócio agulha	6	1,044E-15	5,798E-16	3,475E-08	6	8,080E-15	4,842E-07	1,604E-15	9,613E-08	1,604E-15	9,613E-08	4,842E-07	
Face - tecidos moles	7	1,191E-17	2,006E-19	1,202E-11	7	1,202E-17	7,204E-10	2,006E-19	1,202E-11	2,006E-19	1,202E-11	7,204E-10	
Face - Osso	8	1,527E-18	9,150E-11	5,465E-20	8	1,496E-18	8,966E-11	1,749E-19	1,048E-11	1,749E-19	1,048E-11	8,966E-11	
Face - Pele	9	1,507E-18	9,034E-11	5,096E-20	9	1,489E-18	8,922E-11	5,000E-20	2,996E-12	5,000E-20	2,996E-12	8,922E-11	
Queixo - Tecidos Moles	10	1,005E-17	6,023E-10	2,149E-19	10	9,973E-18	5,977E-10	2,149E-19	1,288E-11	2,149E-19	1,288E-11	5,977E-10	
Queixo - Osso	11	2,623E-18	1,572E-10	8,689E-20	11	2,658E-18	1,593E-10	8,853E-20	5,306E-12	8,853E-20	5,306E-12	1,593E-10	
Queixo - Pele	12	2,573E-18	1,542E-10	7,692E-20	12	2,557E-18	1,532E-10	7,692E-20	4,610E-12	7,692E-20	4,610E-12	1,532E-10	
Testa - Cerebro	13	3,093E-18	1,854E-10	4,240E-20	13	3,095E-18	1,835E-10	9,848E-20	5,902E-12	9,848E-20	5,902E-12	1,835E-10	
Testa - Osso	14	5,878E-19	3,523E-11	3,607E-20	14	5,874E-19	3,520E-11	3,388E-20	2,031E-12	3,388E-20	2,031E-12	3,520E-11	
Testa - Pele	15	5,471E-19	3,279E-11	6,834E-20	15	5,618E-19	3,367E-11	3,018E-20	1,808E-12	3,018E-20	1,808E-12	3,367E-11	
Pescoço - Músculo	16	1,205E-17	7,222E-10	1,662E-19	16	1,197E-17	7,174E-10	3,282E-19	1,967E-11	3,282E-19	1,967E-11	7,174E-10	
Pescoço - Osso	17	2,878E-18	1,725E-10	1,448E-19	17	2,890E-18	1,732E-10	1,314E-19	7,872E-12	1,314E-19	7,872E-12	1,732E-10	
Pescoço - Pele	18	2,782E-18	1,667E-10	3,274E-20	18	2,755E-18	1,651E-10	1,173E-19	7,030E-12	1,173E-19	7,030E-12	1,651E-10	
Olho Direito	19	2,112E-17	1,265E-09	3,269E-18	19	2,079E-17	1,246E-09	3,269E-18	1,959E-10	3,269E-18	1,959E-10	1,246E-09	
Olho Esquerdo	20	2,206E-17	1,322E-09	5,738E-18	20	2,138E-17	1,282E-09	3,279E-18	1,965E-10	3,279E-18	1,965E-10	1,282E-09	
Orelha Direita	21	1,189E-17	7,128E-10	5,275E-19	21	1,176E-17	7,047E-10	1,007E-18	6,035E-11	1,007E-18	6,035E-11	7,047E-10	
Timpano da orelha Drt.	22	1,488E-17	8,917E-10	4,526E-18	22	1,317E-17	7,891E-10	2,155E-18	1,292E-10	2,155E-18	1,292E-10	7,891E-10	
Orelha Esquerda	23	1,142E-17	6,845E-10	5,755E-19	23	1,178E-17	7,059E-10	1,007E-18	6,035E-11	1,007E-18	6,035E-11	7,059E-10	
Timpano da orelha Esq.	24	1,460E-17	8,750E-10	4,095E-18	24	1,357E-17	8,131E-10	2,155E-18	1,292E-10	2,155E-18	1,292E-10	8,131E-10	
Boca	25	2,312E-17	1,385E-09	2,941E-18	25	2,287E-17	1,371E-09	2,430E-18	1,456E-10	2,430E-18	1,456E-10	1,371E-09	
Ar boca	26	2,267E-17	1,358E-09	2,609E-18	26	2,315E-17	1,388E-09	1,765E-18	1,058E-10	1,765E-18	1,058E-10	1,388E-09	
Ar traqueia	27	2,781E-17	1,667E-09	6,770E-19	27	2,789E-17	1,671E-09	1,535E-18	9,197E-11	1,671E-09	9,197E-11	1,671E-09	
Esfera da traqueia	28	1,691E-17	1,013E-09	1,918E-18	28	1,599E-17	9,585E-10	1,790E-18	1,073E-10	1,790E-18	1,073E-10	9,585E-10	

Apêndice 3 – Simulações 2×10^7 , sem rotação da seringa, sem proteção de chumbo e sem a presença de ar

Simulações sem rotação de seringa												
Sem chumbo												
2,00E+07												
Sem chumbo	com ar pontual						com ar contínua					
	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Erro total	
Parte do corpo	1	5,737E-15	3,438E-07	5,773E-17	3,460E-09	1	6,506E-15	3,899E-07	6,158E-17	3,691E-09	3,691E-09	
Seringa 1° anel	2	1,082E-15	6,483E-08	1,443E-16	8,650E-09	2	9,057E-15	5,428E-07	4,090E-16	2,451E-08	2,451E-08	
Seringa 2° anel	3	4,533E-16	2,716E-08	2,112E-16	1,265E-08	3	3,042E-15	1,823E-07	4,991E-16	2,991E-08	2,991E-08	
agulha	4	1,195E-13	7,159E-06	3,103E-16	1,860E-08	4	9,119E-14	5,465E-06	2,732E-16	1,638E-08	1,638E-08	
Tecnócio seringa 1°	5	4,144E-15	2,484E-07	3,540E-16	2,121E-08	5	4,852E-14	2,908E-06	1,221E-15	7,319E-08	7,319E-08	
Tecnócio de seringa 2°	6	1,466E-15	8,784E-08	6,764E-16	4,054E-08	6	9,156E-15	5,487E-07	1,759E-15	1,054E-07	1,054E-07	
Tecnócio agulha	7	1,195E-17	7,161E-10	2,006E-19	1,202E-11	7	1,200E-17	7,193E-10	2,006E-19	1,202E-11	1,202E-11	
Face - tecidos moles	8	1,486E-18	8,907E-11	5,356E-20	3,210E-12	8	1,483E-18	8,886E-11	5,356E-20	3,210E-12	3,210E-12	
Face - Pele	9	1,515E-18	9,079E-11	5,096E-20	3,054E-12	9	1,509E-18	9,045E-11	5,096E-20	3,054E-12	3,054E-12	
Queixo - Tecidos Moles	10	9,995E-18	5,990E-10	2,149E-19	1,288E-11	10	1,001E-17	6,000E-10	2,149E-19	1,288E-11	1,288E-11	
Queixo - Osso	11	2,665E-18	1,597E-10	8,853E-20	5,306E-12	11	2,607E-18	1,563E-10	8,689E-20	5,207E-12	5,207E-12	
Queixo - Pele	12	2,539E-18	1,521E-10	7,564E-20	4,533E-12	12	2,478E-18	1,485E-10	7,564E-20	4,533E-12	4,533E-12	
Testa - Cérebro	13	3,080E-18	1,846E-10	9,984E-20	5,984E-12	13	3,124E-18	1,872E-10	9,984E-20	5,984E-12	5,984E-12	
Testa - Osso	14	5,907E-19	3,540E-11	3,388E-20	2,031E-12	14	5,901E-19	3,537E-11	3,388E-20	2,031E-12	2,031E-12	
Testa - Pele	15	5,539E-19	3,320E-11	2,929E-20	1,755E-12	15	5,641E-19	3,381E-11	3,018E-20	1,808E-12	1,808E-12	
Pescoço - Músculo	16	1,194E-17	7,158E-10	3,240E-19	1,942E-11	16	1,203E-17	7,212E-10	3,282E-19	1,967E-11	1,967E-11	
Pescoço - Osso	17	2,865E-18	1,717E-10	1,314E-19	7,872E-12	17	2,829E-18	1,696E-10	1,314E-19	7,872E-12	7,872E-12	
Pescoço - Pele	18	2,587E-18	1,551E-10	1,091E-19	6,540E-12	18	2,711E-18	1,625E-10	1,146E-19	6,867E-12	6,867E-12	
Olho Direito	19	2,174E-17	1,303E-09	3,269E-18	1,959E-10	19	2,131E-17	1,277E-09	3,542E-18	2,122E-10	2,122E-10	
Olho Esquerdo	20	2,329E-17	1,396E-09	3,552E-18	2,129E-10	20	1,934E-17	1,159E-09	3,006E-18	1,801E-10	1,801E-10	
Orelha Direita	21	1,201E-17	7,197E-10	1,055E-18	6,323E-11	21	1,171E-17	7,017E-10	1,007E-18	6,035E-11	6,035E-11	
Timpano da orelha Drt.	22	1,561E-17	9,354E-10	2,371E-18	1,421E-10	22	1,593E-17	9,547E-10	2,371E-18	1,421E-10	1,421E-10	
Orelha Esquerda	23	1,168E-17	6,998E-10	1,007E-18	6,035E-11	23	1,165E-17	6,979E-10	1,007E-18	6,035E-11	6,035E-11	
Timpano da orelha Esq.	24	1,431E-17	8,573E-10	2,371E-18	1,421E-10	24	1,491E-17	8,933E-10	2,371E-18	1,421E-10	1,421E-10	
Boca	25	2,286E-17	1,370E-09	2,302E-18	1,379E-10	25	2,131E-17	1,277E-09	2,174E-18	1,303E-10	1,303E-10	
Ar boca	26	2,332E-17	1,397E-09	1,765E-18	1,058E-10	26	2,267E-17	1,359E-09	1,765E-18	1,058E-10	1,058E-10	
Ar traqueia	27	2,700E-17	1,618E-09	1,489E-18	8,926E-11	27	2,718E-17	1,629E-09	1,489E-18	8,926E-11	8,926E-11	
Esfera da traqueia	28	1,732E-17	1,038E-09	2,046E-18	1,226E-10	28	1,632E-17	9,783E-10	1,918E-18	1,150E-10	1,150E-10	

Apêndice 4 - Simulações 2×10^7 , sem rotação da seringa, sem proteção de chumbo e com a presença de ar

Simulações sem rotação de seringa											
Com chumbo						sem ar contínuo					
2,00E+07						sem ar pontual					
Parte do corpo	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	
Seringa 1º anel	1	2,229E-14	1,336E-06	1,540E-16	9,227E-09	1	2,439E-14	1,462E-06	1,617E-16	9,688E-09	
Seringa 2º anel	2	4,768E-15	2,857E-07	3,969E-16	2,379E-08	2	2,375E-14	1,423E-06	8,420E-16	5,046E-08	
agulha	3	6,669E-16	3,997E-08	2,495E-16	1,496E-08	3	4,027E-15	2,413E-07	6,143E-16	3,681E-08	
Tecnício de seringa 1º	4	1,320E-13	7,913E-06	3,196E-16	1,915E-08	4	1,033E-13	6,190E-06	2,825E-16	1,693E-08	
Tecnício de seringa 2º	5	5,153E-15	3,088E-07	3,717E-16	2,228E-08	5	5,263E-14	3,154E-06	1,239E-15	7,425E-08	
Tecnício agulha	6	1,131E-15	6,779E-08	5,991E-16	3,590E-08	6	1,011E-14	6,058E-07	1,855E-15	1,112E-07	
Proteção de chumbo	7	2,899E-12	1,738E-04	6,157E-16	3,690E-08	7	2,804E-12	1,680E-04	7,104E-16	4,258E-08	
Face - tecidos moles	8	8,261E-19	4,951E-11	5,140E-20	3,081E-12	8	1,328E-18	7,959E-11	6,519E-20	3,907E-12	
Face - Osso	9	1,070E-19	6,411E-12	1,421E-20	8,515E-13	9	1,579E-19	9,461E-12	1,749E-20	1,048E-12	
Face - Pele	10	1,095E-19	6,563E-12	1,346E-20	8,067E-13	10	1,725E-19	1,034E-11	1,731E-20	1,037E-12	
Queixo - Tecidos Moles	11	6,543E-19	3,921E-11	5,588E-20	3,349E-12	11	1,162E-18	6,962E-11	7,307E-20	4,379E-12	
Queixo - Osso	12	1,640E-19	9,830E-12	2,131E-20	1,277E-12	12	3,110E-19	1,864E-11	2,951E-20	1,769E-12	
Queixo - Pele	13	1,801E-19	1,079E-11	2,179E-20	1,306E-12	13	3,032E-19	1,817E-11	2,564E-20	1,537E-12	
Testa - Cerebro	14	2,280E-19	1,366E-11	2,735E-20	1,639E-12	14	3,288E-19	1,970E-11	3,146E-20	1,885E-12	
Testa - Osso	15	4,628E-20	2,773E-12	9,290E-21	5,568E-13	15	6,859E-20	4,111E-12	1,202E-20	7,205E-13	
Testa - Pele	16	4,098E-20	2,456E-12	7,544E-21	4,521E-13	16	6,011E-20	3,602E-12	9,763E-21	5,851E-13	
Pescoço - Músculo	17	6,742E-19	4,040E-11	7,673E-20	4,598E-12	17	1,506E-18	9,027E-11	1,151E-19	6,897E-12	
Pescoço - Osso	18	1,765E-19	1,058E-11	3,233E-20	1,938E-12	18	3,651E-19	2,188E-11	4,715E-20	2,826E-12	
Pescoço - Pele	19	1,696E-19	1,017E-11	3,001E-20	1,798E-12	19	3,311E-19	1,984E-11	4,092E-20	2,452E-12	
Olho Direito	20	1,413E-18	8,470E-11	7,356E-19	4,408E-11	20	1,810E-18	1,085E-10	8,445E-19	5,061E-11	
Olho Esquerdo	21	1,645E-18	9,857E-11	9,017E-19	5,404E-11	21	2,233E-18	1,338E-10	1,038E-18	6,223E-11	
Orelha Direita	22	7,438E-19	4,457E-11	2,398E-19	1,437E-11	22	1,381E-18	8,276E-11	3,453E-19	2,069E-11	
Timpano da orelha Drt.	23	1,115E-18	6,680E-11	6,250E-19	3,746E-11	23	1,228E-18	7,357E-11	5,819E-19	3,487E-11	
Orelha Esquerda	24	7,009E-19	4,200E-11	2,350E-19	1,408E-11	24	1,196E-18	7,168E-11	3,357E-19	2,012E-11	
Timpano da orelha Esq.	25	7,652E-19	4,586E-11	4,957E-19	2,971E-11	25	1,397E-18	8,374E-11	6,681E-19	4,004E-11	
Boca	26	2,025E-18	1,214E-10	6,650E-19	3,985E-11	26	2,726E-18	1,634E-10	7,929E-19	4,752E-11	
Ar boca	27	1,794E-18	1,075E-10	4,911E-19	2,943E-11	27	2,429E-18	1,456E-10	5,678E-19	3,403E-11	
Ar traqueia	28	1,491E-18	8,934E-11	3,611E-19	2,164E-11	28	3,790E-18	2,271E-10	5,867E-19	3,516E-11	

Apêndice 5 – Simulações 2×10^7 , sem rotação da seringa, sem a presença de ar e com a proteção de chumbo

Simulações sem rotação de seringa															
Com chumbo															
2,00E+07	com ar pontual						Com ar contínua								
	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total
Seringa 1° anel	1	2,230E-14	1,336E-06	1,540E-16	9,227E-09	1	2,437E-14	1,461E-06	1,617E-16	9,688E-09	1	2,437E-14	1,461E-06	1,617E-16	9,688E-09
Seringa 2° anel	2	4,216E-15	2,527E-07	3,729E-16	2,235E-08	2	2,257E-14	1,352E-06	8,299E-16	4,974E-08	3	4,252E-15	2,548E-07	6,527E-16	3,911E-08
agulha	3	8,679E-16	5,201E-08	2,956E-16	1,772E-08	3	4,252E-15	2,548E-07	6,527E-16	3,911E-08	4	1,034E-13	6,197E-06	2,825E-16	1,693E-08
Tecnócio seringa 1°	4	1,321E-13	7,916E-08	3,196E-16	1,915E-08	4	1,034E-13	6,197E-06	2,825E-16	1,693E-08	5	5,275E-14	3,161E-06	1,257E-15	7,531E-08
Tecnócio de seringa 2°	5	5,025E-15	3,012E-07	3,717E-16	2,228E-08	5	5,275E-14	3,161E-06	1,257E-15	7,531E-08	6	9,066E-15	5,433E-07	1,739E-15	1,042E-07
Tecnócio agulha	6	1,375E-15	8,242E-08	7,150E-16	4,285E-08	6	9,066E-15	5,433E-07	1,739E-15	1,042E-07	7	2,803E-12	1,680E-04	7,104E-16	4,258E-08
Proteção de chumbo	7	2,899E-12	1,737E-04	6,157E-16	3,690E-08	7	2,803E-12	1,680E-04	7,104E-16	4,258E-08	8	1,367E-18	8,190E-11	6,645E-20	3,982E-12
Face - tecidos moles	8	7,810E-19	4,681E-11	4,890E-20	2,930E-12	8	1,367E-18	8,190E-11	6,645E-20	3,982E-12	9	1,612E-19	9,658E-12	1,749E-20	1,048E-12
Face - Osso	9	1,038E-19	6,218E-12	1,421E-20	8,515E-13	9	1,612E-19	9,658E-12	1,749E-20	1,048E-12	10	1,643E-19	9,847E-12	1,635E-20	9,796E-13
Face - Pele	10	1,097E-19	6,576E-12	1,442E-20	8,643E-13	10	1,643E-19	9,847E-12	1,635E-20	9,796E-13	11	1,207E-18	7,234E-11	7,522E-20	4,508E-12
Queixo - Tecidos Moles	11	6,145E-19	3,683E-11	5,373E-20	3,220E-12	11	1,207E-18	7,234E-11	7,522E-20	4,508E-12	12	3,052E-19	1,829E-11	2,951E-20	1,769E-12
Queixo - Osso	12	1,763E-19	1,057E-11	2,295E-20	1,376E-12	12	3,052E-19	1,829E-11	2,951E-20	1,769E-12	13	2,996E-19	1,795E-11	2,564E-20	1,537E-12
Queixo - Pele	13	1,558E-19	9,335E-12	1,795E-20	1,076E-12	13	2,996E-19	1,795E-11	2,564E-20	1,537E-12	14	3,387E-19	2,030E-11	3,283E-20	1,967E-12
Testa - Cerebro	14	2,111E-19	1,265E-11	2,462E-20	1,475E-12	14	3,387E-19	2,030E-11	3,283E-20	1,967E-12	15	5,250E-20	3,147E-12	9,728E-21	5,830E-13
Testa - Osso	15	4,400E-20	2,637E-12	9,181E-21	5,502E-13	15	5,250E-20	3,147E-12	9,728E-21	5,830E-13	16	6,085E-20	3,647E-12	9,763E-21	5,851E-13
Testa - Pele	16	3,753E-20	2,249E-12	7,278E-21	4,362E-13	16	6,085E-20	3,647E-12	9,763E-21	5,851E-13	17	1,496E-18	8,968E-11	1,108E-19	6,642E-12
Pescoço - Músculo	17	6,525E-19	3,910E-11	7,247E-20	4,343E-12	17	1,496E-18	8,968E-11	1,108E-19	6,642E-12	18	3,699E-19	2,217E-11	4,715E-20	2,826E-12
Pescoço - Osso	18	1,470E-19	8,808E-12	3,065E-20	1,837E-12	18	3,699E-19	2,217E-11	4,715E-20	2,826E-12	19	3,064E-19	1,836E-11	3,547E-20	2,125E-12
Pescoço - Pele	19	1,605E-19	9,617E-12	2,728E-20	1,635E-12	19	3,064E-19	1,836E-11	3,547E-20	2,125E-12	20	2,257E-18	1,353E-10	1,117E-18	6,694E-11
Olho Direito	20	1,888E-18	1,132E-10	8,718E-19	5,225E-11	20	2,257E-18	1,353E-10	1,117E-18	6,694E-11	21	2,635E-18	1,579E-10	1,175E-18	7,042E-11
Olho Esquerdo	21	2,079E-18	1,246E-10	9,837E-19	5,895E-11	21	2,635E-18	1,579E-10	1,175E-18	7,042E-11	22	1,309E-18	7,845E-11	3,357E-19	2,012E-11
Orelha Direita	22	8,146E-19	4,882E-11	2,590E-19	1,552E-11	22	1,309E-18	7,845E-11	3,357E-19	2,012E-11	23	1,846E-18	1,106E-10	9,268E-19	5,554E-11
Timpano da orelha Dnt.	23	1,014E-18	6,075E-11	5,604E-19	3,358E-11	23	1,846E-18	1,106E-10	9,268E-19	5,554E-11	24	1,277E-18	7,652E-11	3,309E-19	1,983E-11
Orelha Esquerda	24	7,300E-19	4,375E-11	2,446E-19	1,466E-11	24	1,277E-18	7,652E-11	3,309E-19	1,983E-11	25	1,163E-18	6,969E-11	6,035E-19	3,617E-11
Timpano da orelha Esq.	25	6,757E-19	4,050E-11	5,173E-19	3,100E-11	25	1,163E-18	6,969E-11	6,035E-19	3,617E-11	26	2,257E-18	1,352E-10	7,289E-19	4,368E-11
Boca	26	1,697E-18	1,017E-10	5,883E-19	3,525E-11	26	2,257E-18	1,352E-10	7,289E-19	4,368E-11	27	2,615E-18	1,567E-10	5,755E-19	3,449E-11
Ar boca	27	1,891E-18	1,133E-10	5,218E-19	3,127E-11	27	2,615E-18	1,567E-10	5,755E-19	3,449E-11	28	3,302E-18	1,979E-10	4,965E-19	2,975E-11
Ar traqueia	28	1,458E-18	8,736E-11	3,475E-19	2,083E-11	28	3,302E-18	1,979E-10	4,965E-19	2,975E-11					

Apêndice 6 - Simulações 2×10^7 , sem rotação da seringa, com a presença de ar e com a proteção de chumbo

Simulações com rotação de seringa															
Sem chumbo						sem ar continua									
2,00E+07						sem ar pontual									
Parte do corpo	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total
Seringa 1º anel	1	5,778E-15	3,463E-07	5,773E-17	3,460E-09	1	6,504E-15	3,898E-07	6,158E-17	3,691E-09	1	6,504E-15	3,898E-07	6,158E-17	3,691E-09
Seringa 2º anel	2	1,080E-15	6,470E-08	1,443E-16	8,650E-09	2	9,087E-15	5,446E-07	4,210E-16	2,523E-08	2	9,087E-15	5,446E-07	4,210E-16	2,523E-08
agulha	3	5,291E-16	3,171E-08	2,265E-16	1,357E-08	3	3,070E-15	1,840E-07	4,991E-16	2,991E-08	3	3,070E-15	1,840E-07	4,991E-16	2,991E-08
Tecnócio seringa 1º	4	1,192E-13	7,146E-06	3,103E-16	1,860E-08	4	9,102E-14	5,455E-06	2,686E-16	1,610E-08	4	9,102E-14	5,455E-06	2,686E-16	1,610E-08
Tecnócio de seringa 2º	5	4,263E-15	2,555E-07	3,540E-16	2,121E-08	5	4,914E-14	2,945E-06	1,239E-15	7,425E-08	5	4,914E-14	2,945E-06	1,239E-15	7,425E-08
Tecnócio agulha	6	1,178E-15	7,058E-08	6,184E-16	3,706E-08	6	8,846E-15	5,301E-07	1,875E-15	1,123E-07	6	8,846E-15	5,301E-07	1,875E-15	1,123E-07
Face - tecidos moles	7	9,561E-18	5,730E-10	1,755E-19	1,052E-11	7	1,047E-17	6,276E-10	1,881E-19	1,127E-11	7	1,047E-17	6,276E-10	1,881E-19	1,127E-11
Face - Osso	8	1,263E-18	7,568E-11	4,918E-20	2,948E-12	8	1,338E-18	8,016E-11	5,137E-20	3,079E-12	8	1,338E-18	8,016E-11	5,137E-20	3,079E-12
Face - Pele	9	1,280E-18	7,671E-11	4,615E-20	2,766E-12	9	1,387E-18	8,310E-11	4,904E-20	2,939E-12	9	1,387E-18	8,310E-11	4,904E-20	2,939E-12
Queixo - Tecidos Moles	10	7,775E-18	4,660E-10	1,913E-19	1,146E-11	10	8,469E-18	5,075E-10	1,999E-19	1,198E-11	10	8,469E-18	5,075E-10	1,999E-19	1,198E-11
Queixo - Osso	11	2,068E-18	1,239E-10	7,706E-20	4,618E-12	11	2,248E-18	1,347E-10	8,197E-20	4,913E-12	11	2,248E-18	1,347E-10	8,197E-20	4,913E-12
Queixo - Pele	12	2,016E-18	1,208E-10	6,795E-20	4,072E-12	12	2,187E-18	1,310E-10	7,179E-20	4,303E-12	12	2,187E-18	1,310E-10	7,179E-20	4,303E-12
Testa - Cerebro	13	2,573E-18	1,542E-10	9,027E-20	5,410E-12	13	2,680E-18	1,606E-10	9,164E-20	5,492E-12	13	2,680E-18	1,606E-10	9,164E-20	5,492E-12
Testa - Osso	14	5,300E-19	3,176E-11	3,279E-20	1,965E-12	14	5,310E-19	3,182E-11	3,170E-20	1,900E-12	14	5,310E-19	3,182E-11	3,170E-20	1,900E-12
Testa - Pele	15	4,880E-19	2,924E-11	2,751E-20	1,649E-12	15	5,207E-19	3,121E-11	2,929E-20	1,755E-12	15	5,207E-19	3,121E-11	2,929E-20	1,755E-12
Pescoço - Músculo	16	9,080E-18	5,442E-10	2,856E-19	1,712E-11	16	9,678E-18	5,800E-10	2,941E-19	1,763E-11	16	9,678E-18	5,800E-10	2,941E-19	1,763E-11
Pescoço - Osso	17	2,184E-18	1,309E-10	1,145E-19	6,862E-12	17	2,383E-18	1,428E-10	1,212E-19	7,266E-12	17	2,383E-18	1,428E-10	1,212E-19	7,266E-12
Pescoço - Pele	18	2,010E-18	1,205E-10	9,821E-20	5,886E-12	18	2,230E-18	1,336E-10	1,037E-19	6,213E-12	18	2,230E-18	1,336E-10	1,037E-19	6,213E-12
Olho Direito	19	1,983E-17	1,188E-09	3,269E-18	1,959E-10	19	1,821E-17	1,091E-09	2,997E-18	1,796E-10	19	1,821E-17	1,091E-09	2,997E-18	1,796E-10
Olho Esquerdo	20	1,887E-17	1,131E-09	3,006E-18	1,801E-10	20	2,036E-17	1,220E-09	3,279E-18	1,965E-10	20	2,036E-17	1,220E-09	3,279E-18	1,965E-10
Orelha Direita	21	9,923E-18	5,947E-10	9,591E-19	5,748E-11	21	1,088E-17	6,518E-10	1,007E-18	6,035E-11	21	1,088E-17	6,518E-10	1,007E-18	6,035E-11
Timpano da orelha Dtt.	22	1,146E-17	6,866E-10	2,069E-18	1,240E-10	22	1,292E-17	7,742E-10	2,155E-18	1,292E-10	22	1,292E-17	7,742E-10	2,155E-18	1,292E-10
Orelha Esquerda	23	9,570E-18	5,736E-10	9,112E-19	5,460E-11	23	1,048E-17	6,281E-10	9,591E-19	5,748E-11	23	1,048E-17	6,281E-10	9,591E-19	5,748E-11
Timpano da orelha Esq.	24	1,167E-17	6,992E-10	2,155E-18	1,292E-10	24	1,219E-17	7,307E-10	2,134E-18	1,279E-10	24	1,219E-17	7,307E-10	2,134E-18	1,279E-10
Boca	25	1,870E-17	1,121E-09	2,046E-18	1,226E-10	25	1,930E-17	1,157E-09	2,046E-18	1,226E-10	25	1,930E-17	1,157E-09	2,046E-18	1,226E-10
Ar boca	26	1,828E-17	1,096E-09	1,611E-18	9,656E-11	26	2,007E-17	1,203E-09	1,688E-18	1,012E-10	26	2,007E-17	1,203E-09	1,688E-18	1,012E-10
Ar traqueia	27	2,102E-17	1,260E-09	1,354E-18	8,115E-11	27	2,205E-17	1,321E-09	1,399E-18	8,385E-11	27	2,205E-17	1,321E-09	1,399E-18	8,385E-11
Esfera da traqueia	28	1,278E-17	7,657E-10	1,662E-18	9,963E-11	28	1,501E-17	8,998E-10	1,918E-18	1,150E-10	28	1,501E-17	8,998E-10	1,918E-18	1,150E-10

Apêndice 7 - Simulações 2×10^7 , com rotação da seringa, sem a presença de ar e sem a proteção de chumbo

Simulações com rotação de seringa												
Sem chumbo												
2,00E+07	com ar pontual						Com ar continua					
	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total		
Parte do corpo	1	5,754E-15	3,448E-07	5,773E-17	3,460E-09	1	6,490E-15	3,890E-07	6,158E-17	3,691E-09		
Seringa 1º anel	2	1,019E-15	6,105E-08	1,443E-16	8,650E-09	2	8,977E-15	5,380E-07	4,090E-16	2,451E-08		
Seringa 2º anel	3	4,389E-16	2,630E-08	1,766E-16	1,058E-08	3	2,977E-15	1,784E-07	4,991E-16	2,991E-08		
agulha	4	1,192E-13	7,147E-06	3,103E-16	1,860E-08	4	9,101E-14	5,454E-06	2,686E-16	1,610E-08		
Tecnócio seringa 1º	5	4,190E-15	2,511E-07	3,540E-16	2,121E-08	5	4,783E-14	2,866E-06	1,204E-15	7,213E-08		
Tecnócio de seringa 2º	6	9,280E-16	5,561E-08	5,218E-16	3,127E-08	6	9,890E-15	5,927E-07	1,797E-15	1,077E-07		
Tecnócio agulha	7	9,737E-18	5,835E-10	1,755E-19	1,052E-11	7	1,051E-17	6,300E-10	1,881E-19	1,127E-11		
Face - tecidos moles	8	1,243E-18	7,447E-11	4,918E-20	2,948E-12	8	1,329E-18	7,967E-11	5,028E-20	3,013E-12		
Face - Pele	9	1,284E-18	7,693E-11	4,615E-20	2,766E-12	9	1,351E-18	8,096E-11	4,808E-20	2,881E-12		
Queixo - Tecidos Moles	10	7,910E-18	4,740E-10	1,934E-19	1,159E-11	10	8,462E-18	5,071E-10	1,999E-19	1,198E-11		
Queixo - Osso	11	2,120E-18	1,271E-10	7,870E-20	4,716E-12	11	2,284E-18	1,369E-10	8,361E-20	5,011E-12		
Queixo - Pele	12	2,026E-18	1,214E-10	6,923E-20	4,149E-12	12	2,190E-18	1,313E-10	7,179E-20	4,303E-12		
Testa - Cerebro	13	2,527E-18	1,515E-10	8,890E-20	5,328E-12	13	2,723E-18	1,632E-10	9,300E-20	5,574E-12		
Testa - Osso	14	5,104E-19	3,059E-11	3,170E-20	1,900E-12	14	5,158E-19	3,091E-11	3,170E-20	1,900E-12		
Testa - Pele	15	4,805E-19	2,880E-11	2,751E-20	1,649E-12	15	5,159E-19	3,092E-11	2,929E-20	1,755E-12		
Pescoço - Músculo	16	9,113E-18	5,461E-10	2,856E-19	1,712E-11	16	9,485E-18	5,684E-10	2,899E-19	1,737E-11		
Pescoço - Osso	17	2,179E-18	1,306E-10	1,145E-19	6,863E-12	17	2,341E-18	1,403E-10	1,179E-19	7,065E-12		
Pescoço - Pele	18	2,030E-18	1,217E-10	1,009E-19	6,049E-12	18	2,253E-18	1,350E-10	1,037E-19	6,213E-12		
Olho Direito	19	1,810E-17	1,085E-09	2,724E-18	1,633E-10	19	1,905E-17	1,142E-09	2,997E-18	1,796E-10		
Olho Esquerdo	20	2,015E-17	1,208E-09	3,279E-18	1,965E-10	20	1,961E-17	1,175E-09	3,006E-18	1,801E-10		
Orelha Direita	21	1,015E-17	6,086E-10	9,591E-19	5,748E-11	21	1,021E-17	6,119E-10	9,591E-19	5,748E-11		
Timpano da orelha Drt.	22	1,208E-17	7,238E-10	2,069E-18	1,240E-10	22	1,303E-17	7,811E-10	2,155E-18	1,292E-10		
Orelha Esquerda	23	9,325E-18	5,588E-10	9,112E-19	5,460E-11	23	1,040E-17	6,234E-10	9,591E-19	5,748E-11		
Timpano da orelha Esq.	24	1,163E-17	6,968E-10	2,155E-18	1,292E-10	24	1,313E-17	7,868E-10	2,155E-18	1,292E-10		
Boca	25	1,891E-17	1,133E-09	2,046E-18	1,226E-10	25	2,067E-17	1,239E-09	2,174E-18	1,303E-10		
Ar boca	26	1,909E-17	1,144E-09	1,611E-18	9,656E-11	26	2,128E-17	1,276E-09	1,765E-18	1,058E-10		
Ar traqueia	27	2,155E-17	1,291E-09	1,354E-18	8,115E-11	27	2,101E-17	1,259E-09	1,309E-18	7,844E-11		
Esfera da traqueia	28	1,264E-17	7,577E-10	1,535E-18	9,197E-11	28	1,368E-17	8,199E-10	1,790E-18	1,073E-10		

Apêndice 8 - Simulações 2×10^7 , com rotação da seringa, com a presença de ar e sem a proteção de chumbo

Simulações com rotação de seringa																	
2,00E+07						sem ar pontual						sem ar contínua					
Com chumbo																	
Parte do corpo	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total		
Seringa 1° anel	1	2,234E-14	1,339E-06	1,540E-16	9,227E-09	1	2,438E-14	1,461E-06	1,617E-16	9,688E-09	1	2,438E-14	1,461E-06	1,617E-16	9,688E-09		
Seringa 2° anel	2	4,667E-15	2,797E-07	3,969E-16	2,379E-08	2	2,314E-14	1,387E-06	8,299E-16	4,974E-08	2	2,314E-14	1,387E-06	8,299E-16	4,974E-08		
agulha	3	6,508E-16	3,900E-08	2,457E-16	1,473E-08	3	2,559E-15	1,534E-07	4,991E-16	2,991E-08	3	2,559E-15	1,534E-07	4,991E-16	2,991E-08		
Tecnócio seringa 1°	4	1,319E-13	7,904E-06	3,196E-16	1,915E-08	4	1,034E-13	6,199E-06	2,825E-16	1,693E-08	4	1,034E-13	6,199E-06	2,825E-16	1,693E-08		
Tecnócio de seringa 2°	5	5,344E-15	3,202E-07	3,894E-16	2,334E-08	5	5,323E-14	3,190E-06	1,257E-15	7,531E-08	5	5,323E-14	3,190E-06	1,257E-15	7,531E-08		
Tecnócio agulha	6	1,244E-15	7,453E-08	6,571E-16	3,938E-08	6	4,341E-15	2,602E-07	1,198E-15	7,181E-08	6	4,341E-15	2,602E-07	1,198E-15	7,181E-08		
Proteção de chumbo	7	2,899E-12	1,737E-04	6,157E-16	3,690E-08	7	2,808E-12	1,683E-04	7,104E-16	4,258E-08	7	2,808E-12	1,683E-04	7,104E-16	4,258E-08		
Face - tecidos moles	8	3,232E-18	1,937E-10	1,028E-19	6,161E-12	8	4,707E-18	2,821E-10	1,241E-19	7,438E-12	8	4,707E-18	2,821E-10	1,241E-19	7,438E-12		
Face - Osso	9	3,021E-19	1,811E-11	2,405E-20	1,441E-12	9	5,444E-19	3,263E-11	3,170E-20	1,900E-12	9	5,444E-19	3,263E-11	3,170E-20	1,900E-12		
Face - Pele	10	2,724E-19	1,632E-11	2,211E-20	1,325E-12	10	5,259E-19	3,152E-11	2,981E-20	1,786E-12	10	5,259E-19	3,152E-11	2,981E-20	1,786E-12		
Queixo - Tecidos Moles	11	4,639E-18	2,780E-10	1,483E-19	8,887E-12	11	4,751E-18	2,848E-10	1,504E-19	9,016E-12	11	4,751E-18	2,848E-10	1,504E-19	9,016E-12		
Queixo - Osso	12	1,181E-18	7,081E-11	5,902E-20	3,537E-12	12	1,223E-18	7,329E-11	5,902E-20	3,537E-12	12	1,223E-18	7,329E-11	5,902E-20	3,537E-12		
Queixo - Pele	13	1,130E-18	6,774E-11	5,128E-20	3,073E-12	13	1,216E-18	7,287E-11	5,256E-20	3,150E-12	13	1,216E-18	7,287E-11	5,256E-20	3,150E-12		
Testa - Cerebro	14	4,248E-19	2,546E-11	3,556E-20	2,131E-12	14	1,022E-18	6,122E-11	5,608E-20	3,361E-12	14	1,022E-18	6,122E-11	5,608E-20	3,361E-12		
Testa - Osso	15	6,043E-20	3,622E-12	1,006E-20	6,026E-13	15	1,770E-19	1,060E-11	1,858E-20	1,114E-12	15	1,770E-19	1,060E-11	1,858E-20	1,114E-12		
Testa - Pele	16	5,542E-20	3,321E-12	8,787E-21	5,266E-13	16	1,698E-19	1,018E-11	1,686E-20	1,011E-12	16	1,698E-19	1,018E-11	1,686E-20	1,011E-12		
Pescoço - Músculo	17	9,075E-18	5,438E-10	2,856E-19	1,712E-11	17	7,540E-18	4,519E-10	2,600E-19	1,558E-11	17	7,540E-18	4,519E-10	2,600E-19	1,558E-11		
Pescoço - Osso	18	2,085E-18	1,249E-10	1,111E-19	6,661E-12	18	1,661E-18	9,957E-11	9,767E-20	5,854E-12	18	1,661E-18	9,957E-11	9,767E-20	5,854E-12		
Pescoço - Pele	19	1,991E-18	1,193E-10	9,821E-20	5,886E-12	19	1,524E-18	9,131E-11	8,730E-20	5,232E-12	19	1,524E-18	9,131E-11	8,730E-20	5,232E-12		
Olho Direito	20	8,654E-19	5,187E-11	6,266E-19	3,755E-11	20	5,524E-18	3,310E-10	1,526E-18	9,143E-11	20	5,524E-18	3,310E-10	1,526E-18	9,143E-11		
Olho Esquerdo	21	5,479E-19	3,284E-11	5,192E-19	3,111E-11	21	5,341E-18	3,201E-10	1,558E-18	9,334E-11	21	5,341E-18	3,201E-10	1,558E-18	9,334E-11		
Orelha Direita	22	1,104E-18	6,616E-11	2,877E-19	1,724E-11	22	3,688E-18	2,210E-10	5,755E-19	3,449E-11	22	3,688E-18	2,210E-10	5,755E-19	3,449E-11		
Timpano da orelha Drt.	23	1,690E-18	1,013E-10	7,544E-19	4,521E-11	23	5,269E-18	3,158E-10	1,444E-18	8,654E-11	23	5,269E-18	3,158E-10	1,444E-18	8,654E-11		
Orelha Esquerda	24	1,147E-18	6,875E-11	2,925E-19	1,753E-11	24	3,767E-18	2,258E-10	5,755E-19	3,449E-11	24	3,767E-18	2,258E-10	5,755E-19	3,449E-11		
Timpano da orelha Esq.	25	1,381E-18	8,278E-11	5,819E-19	3,487E-11	25	4,581E-18	2,745E-10	1,293E-18	7,750E-11	25	4,581E-18	2,745E-10	1,293E-18	7,750E-11		
Boca	26	1,466E-18	8,783E-11	6,138E-19	3,679E-11	26	6,067E-18	3,636E-10	1,138E-18	6,821E-11	26	6,067E-18	3,636E-10	1,138E-18	6,821E-11		
Ar boca	27	3,615E-18	2,166E-10	6,599E-19	3,955E-11	27	8,201E-18	4,915E-10	1,074E-18	6,438E-11	27	8,201E-18	4,915E-10	1,074E-18	6,438E-11		
Ar traqueia	28	2,082E-17	1,247E-09	1,354E-18	8,115E-11	28	1,789E-17	1,072E-09	1,219E-18	7,303E-11	28	1,789E-17	1,072E-09	1,219E-18	7,303E-11		

Apêndice 9 - Simulações 2×10^7 , com rotação da seringa, sem a presença de ar e com a proteção de chumbo

Simulações com rotação de seringa											
Com ar pontual						Com ar contínua					
2,00E+07											
com ar pontual						Com chumbo					
Parte do corpo	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Erro total
Seringa 1º anel	1	2,237E-14	1,340E-06	1,540E-16	9,227E-09	1	2,441E-14	1,463E-06	1,617E-16	9,688E-09	9,688E-09
Seringa 2º anel	2	4,439E-15	2,660E-07	3,849E-16	2,307E-08	2	2,255E-14	1,352E-06	8,179E-16	4,902E-08	4,902E-08
agulha	3	7,539E-16	4,518E-08	2,764E-16	1,657E-08	3	2,470E-15	1,480E-07	4,607E-16	2,761E-08	2,761E-08
Tecnócio seringa 1º	4	1,322E-13	7,920E-06	3,196E-16	1,915E-08	4	1,035E-13	6,202E-06	2,825E-16	1,693E-08	1,693E-08
Tecnócio de seringa 2º	5	5,296E-15	3,174E-07	3,894E-16	2,334E-08	5	5,256E-14	3,150E-06	1,257E-15	7,531E-08	7,531E-08
Tecnócio agulha	6	1,086E-15	6,510E-08	6,957E-16	4,169E-08	6	4,392E-15	2,632E-07	1,314E-15	7,876E-08	7,876E-08
Proteção de chumbo	7	2,899E-12	1,737E-04	6,157E-16	3,690E-08	7	2,808E-12	1,683E-04	7,104E-16	4,258E-08	4,258E-08
Face - tecidos moles	8	3,278E-18	1,965E-10	1,041E-19	6,236E-12	8	4,721E-18	2,830E-10	1,241E-19	7,438E-12	7,438E-12
Face - Osso	9	3,008E-19	1,802E-11	2,405E-20	1,441E-12	9	5,428E-19	3,253E-11	3,170E-20	1,900E-12	1,900E-12
Face - Pele	10	2,599E-19	1,557E-11	2,019E-20	1,210E-12	10	4,997E-19	2,995E-11	2,885E-20	1,729E-12	1,729E-12
Queixo - Tecidos Moles	11	4,594E-18	2,753E-10	1,483E-19	8,887E-12	11	4,832E-18	2,896E-10	1,504E-19	9,016E-12	9,016E-12
Queixo - Osso	12	1,153E-18	6,913E-11	5,738E-20	3,439E-12	12	1,266E-18	7,588E-11	6,066E-20	3,635E-12	3,635E-12
Queixo - Pele	13	1,124E-18	6,738E-11	5,000E-20	2,996E-12	13	1,237E-18	7,411E-11	5,384E-20	3,227E-12	3,227E-12
Testa - Cerebro	14	4,410E-19	2,643E-11	3,693E-20	2,213E-12	14	1,018E-18	6,103E-11	5,608E-20	3,361E-12	3,361E-12
Testa - Osso	15	6,135E-20	3,677E-12	1,027E-20	6,157E-13	15	1,729E-19	1,036E-11	1,858E-20	1,114E-12	1,114E-12
Testa - Pele	16	5,441E-20	3,261E-12	8,875E-21	5,319E-13	16	1,693E-19	1,015E-11	1,598E-20	9,574E-13	9,574E-13
Pescoço - Mísculo	17	8,951E-18	5,365E-10	2,856E-19	1,712E-11	17	7,371E-18	4,417E-10	2,600E-19	1,558E-11	1,558E-11
Pescoço - Osso	18	2,105E-18	1,262E-10	1,111E-19	6,661E-12	18	1,670E-18	1,001E-10	1,010E-19	6,055E-12	6,055E-12
Pescoço - Pele	19	1,974E-18	1,183E-10	9,821E-20	5,886E-12	19	1,514E-18	9,074E-11	8,730E-20	5,232E-12	5,232E-12
Olhão Direito	20	9,013E-19	5,401E-11	6,538E-19	3,918E-11	20	5,339E-18	3,200E-10	1,607E-18	9,633E-11	9,633E-11
Olhão Esquerdo	21	8,833E-19	5,294E-11	7,924E-19	4,749E-11	21	4,766E-18	2,856E-10	1,476E-18	8,843E-11	8,843E-11
Orelha Direita	22	1,027E-18	6,153E-11	2,829E-19	1,696E-11	22	4,057E-18	2,432E-10	5,755E-19	3,449E-11	3,449E-11
Timpano da orelha Drt.	23	1,550E-18	9,286E-11	7,112E-19	4,262E-11	23	5,292E-18	3,171E-10	1,379E-18	8,267E-11	8,267E-11
Orelha Esquerda	24	1,003E-18	6,010E-11	2,733E-19	1,638E-11	24	4,137E-18	2,480E-10	6,234E-19	3,736E-11	3,736E-11
Timpano da orelha Esq.	25	1,651E-18	9,894E-11	7,975E-19	4,779E-11	25	4,892E-18	2,932E-10	1,250E-18	7,492E-11	7,492E-11
Boca	26	1,166E-18	6,987E-11	5,371E-19	3,219E-11	26	6,590E-18	3,949E-10	1,202E-18	7,204E-11	7,204E-11
Ar boca	27	3,371E-18	2,020E-10	6,675E-19	4,001E-11	27	7,820E-18	4,687E-10	9,975E-19	5,978E-11	5,978E-11
Ar traqueia	28	2,047E-17	1,227E-09	1,309E-18	7,844E-11	28	1,825E-17	1,094E-09	1,219E-18	7,303E-11	7,303E-11

Apêndice 10 – Simulações 2×10^7 , com rotação da seringa, com a presença de ar e com a proteção de chumbo

Simulações sem rotação de seringa											
Sem chumbo											
sem ar pontual						sem ar continua					
2.00E+08	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	
Parte do corpo	1	5,74E-15	3,441E-07	1,85E-17	1,107E-09	1	6,51E-15	3,90E-07	2,00E-17	1,20E-09	
Seringa 1° anel	2	1,09E-15	6,549E-08	4,57E-17	2,739E-09	2	9,10E-15	5,45E-07	1,32E-16	7,93E-09	
Seringa 2° anel	3	4,14E-16	2,481E-08	5,76E-17	3,451E-09	3	3,03E-15	1,81E-07	1,65E-16	9,89E-09	
agulha	4	1,19E-13	7,150E-06	9,73E-17	5,829E-09	4	9,11E-14	5,46E-06	8,34E-17	5,00E-09	
Tecnício seringa 1°	5	4,13E-15	2,478E-07	1,13E-16	6,789E-09	5	4,83E-14	2,89E-06	3,89E-16	2,33E-08	
Tecnício de seringa 2°	6	1,10E-15	6,611E-08	1,89E-16	1,135E-08	6	8,94E-15	5,36E-07	5,41E-16	3,24E-08	
Tecnício agulha	7	1,19E-17	7,150E-10	6,27E-20	3,757E-12	7	1,20E-17	7,16E-10	6,27E-20	3,76E-12	
Face - tecidos moles	8	1,51E-18	9,055E-11	1,75E-20	1,048E-12	8	1,50E-18	8,97E-11	1,75E-20	1,05E-12	
Face - Osso	9	1,52E-18	9,138E-11	1,63E-20	9,796E-13	9	1,51E-18	9,06E-11	1,63E-20	9,80E-13	
Face - Pele	10	1,00E-17	6,006E-10	6,88E-20	4,122E-12	10	9,98E-18	5,98E-10	6,88E-20	4,12E-12	
Queixo - Tecidos Moles	11	2,64E-18	1,581E-10	2,79E-20	1,670E-12	11	2,64E-18	1,58E-10	2,79E-20	1,67E-12	
Queixo - Osso	12	2,55E-18	1,527E-10	2,44E-20	1,460E-12	12	2,54E-18	1,52E-10	2,44E-20	1,46E-12	
Queixo - Pele	13	3,08E-18	1,843E-10	3,15E-20	1,885E-12	13	3,07E-18	1,84E-10	3,15E-20	1,89E-12	
Testa - Cerebro	14	5,92E-19	3,550E-11	1,08E-20	6,485E-13	14	5,90E-19	3,54E-11	1,07E-20	6,42E-13	
Testa - Osso	15	5,61E-19	3,364E-11	9,76E-21	5,851E-13	15	5,64E-19	3,38E-11	9,76E-21	5,85E-13	
Testa - Pele	16	1,19E-17	7,159E-10	1,02E-19	6,131E-12	16	1,19E-17	7,16E-10	1,02E-19	6,13E-12	
Pescoço - Músculo	17	2,87E-18	1,720E-10	4,04E-20	2,422E-12	17	2,84E-18	1,70E-10	4,04E-20	2,42E-12	
Pescoço - Osso	18	2,71E-18	1,625E-10	3,55E-20	2,125E-12	18	2,72E-18	1,63E-10	3,55E-20	2,13E-12	
Pescoço - Pele	19	2,11E-17	1,265E-09	1,01E-18	6,059E-11	19	2,08E-17	1,25E-09	1,01E-18	6,06E-11	
Olho Direito	20	2,12E-17	1,271E-09	1,01E-18	6,059E-11	20	2,09E-17	1,25E-09	1,01E-18	6,06E-11	
Olho Esquerdo	21	1,16E-17	6,970E-10	3,21E-19	1,926E-11	21	1,18E-17	7,08E-10	3,26E-19	1,95E-11	
Orelha Direita	22	1,47E-17	8,821E-10	7,54E-19	4,521E-11	22	1,41E-17	8,46E-10	7,33E-19	4,39E-11	
Timpano da orelha Drt.	23	1,18E-17	7,071E-10	3,26E-19	1,954E-11	23	1,18E-17	7,04E-10	3,26E-19	1,95E-11	
Orelha Esquerda	24	1,44E-17	8,626E-10	7,54E-19	4,521E-11	24	1,41E-17	8,45E-10	7,33E-19	4,39E-11	
Timpano da orelha Esq.	25	2,28E-17	1,365E-09	7,29E-19	4,368E-11	25	2,25E-17	1,35E-09	7,29E-19	4,37E-11	
Boca	26	2,29E-17	1,370E-09	5,60E-19	3,357E-11	26	2,31E-17	1,38E-09	5,60E-19	3,36E-11	
Ar boca	27	2,73E-17	1,636E-09	4,96E-19	2,975E-11	27	2,73E-17	1,64E-09	4,96E-19	2,98E-11	
Ar traqueia	28	1,66E-17	9,924E-10	6,01E-19	3,602E-11	28	1,65E-17	9,89E-10	6,01E-19	3,60E-11	
Esfera da traqueia											

Apêndice 11 - Simulações 2×10^8 , sem rotação da seringa, sem ar e sem proteção de chumbo

Simulações sem rotação de seringa												
Sem chumbo												
2,00E+08												
Parte do corpo	com ar pontual						com ar contínua					
	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total		
Seringa 1° anel	1	5,76E-15	3,45E-07	1,85E-17	1,11E-09	1	6,52E-15	3,907E-07	2,001E-17	1,199E-09		
Seringa 2° anel	2	1,05E-15	6,31E-08	4,45E-17	2,67E-09	2	9,09E-15	5,447E-07	1,323E-16	7,929E-09		
agulha	3	4,51E-16	2,70E-08	6,53E-17	3,91E-09	3	3,06E-15	1,835E-07	1,651E-16	9,894E-09		
Tecnócio seringa 1°	4	1,19E-13	7,15E-06	9,73E-17	5,83E-09	4	9,11E-14	5,458E-06	8,336E-17	4,996E-09		
Tecnócio de seringa 2°	5	4,17E-15	2,50E-07	1,12E-16	6,68E-09	5	4,84E-14	2,903E-06	3,894E-16	2,334E-08		
Tecnócio agulha	6	1,13E-15	6,79E-08	1,93E-16	1,16E-08	6	9,27E-15	5,555E-07	5,604E-16	3,359E-08		
Face - tecidos moles	7	1,20E-17	7,18E-10	6,27E-20	3,76E-12	7	1,19E-17	7,137E-10	6,269E-20	3,757E-12		
Face - Osso	8	1,51E-18	9,03E-11	1,75E-20	1,05E-12	8	1,50E-18	8,978E-11	1,749E-20	1,048E-12		
Face - Pele	9	1,53E-18	9,17E-11	1,63E-20	9,80E-13	9	1,52E-18	9,094E-11	1,635E-20	9,796E-13		
Queixo - Tecidos Moles	10	1,00E-17	5,99E-10	6,88E-20	4,12E-12	10	9,98E-18	5,982E-10	6,878E-20	4,122E-12		
Queixo - Osso	11	2,65E-18	1,59E-10	2,79E-20	1,67E-12	11	2,64E-18	1,582E-10	2,787E-20	1,670E-12		
Queixo - Pele	12	2,56E-18	1,54E-10	2,44E-20	1,46E-12	12	2,54E-18	1,524E-10	2,436E-20	1,460E-12		
Testa - Cerebro	13	3,08E-18	1,85E-10	3,15E-20	1,89E-12	13	3,07E-18	1,838E-10	3,146E-20	1,885E-12		
Testa - Osso	14	5,98E-19	3,59E-11	1,08E-20	6,48E-13	14	5,86E-19	3,515E-11	1,071E-20	6,419E-13		
Testa - Pele	15	5,67E-19	3,40E-11	9,76E-21	5,85E-13	15	5,64E-19	3,380E-11	9,763E-21	5,851E-13		
Pescoço - Músculo	16	1,19E-17	7,14E-10	1,02E-19	6,13E-12	16	1,19E-17	7,156E-10	1,023E-19	6,131E-12		
Pescoço - Osso	17	2,86E-18	1,72E-10	4,04E-20	2,42E-12	17	2,86E-18	1,711E-10	4,042E-20	2,422E-12		
Pescoço - Pele	18	2,70E-18	1,62E-10	3,55E-20	2,13E-12	18	2,72E-18	1,629E-10	3,547E-20	2,125E-12		
Olho Direito	19	2,11E-17	1,27E-09	1,01E-18	6,06E-11	19	2,01E-17	1,205E-09	9,837E-19	5,895E-11		
Olho Esquerdo	20	2,13E-17	1,28E-09	1,04E-18	6,22E-11	20	2,07E-17	1,241E-09	1,011E-18	6,059E-11		
Orelha Direita	21	1,18E-17	7,06E-10	3,21E-19	1,93E-11	21	1,17E-17	6,989E-10	3,213E-19	1,926E-11		
Timpano da orelha Drt.	22	1,47E-17	8,82E-10	7,54E-19	4,52E-11	22	1,46E-17	8,725E-10	7,544E-19	4,521E-11		
Orelha Esquerda	23	1,19E-17	7,15E-10	3,26E-19	1,95E-11	23	1,18E-17	7,052E-10	3,261E-19	1,954E-11		
Timpano da orelha Esq.	24	1,44E-17	8,62E-10	7,54E-19	4,52E-11	24	1,50E-17	8,984E-10	7,759E-19	4,650E-11		
Boca	25	2,25E-17	1,35E-09	7,16E-19	4,29E-11	25	2,22E-17	1,328E-09	7,161E-19	4,292E-11		
Ar boca	26	2,28E-17	1,37E-09	5,52E-19	3,31E-11	26	2,28E-17	1,367E-09	5,601E-19	3,357E-11		
Ar traqueia	27	2,71E-17	1,62E-09	4,51E-19	2,70E-11	27	2,72E-17	1,628E-09	4,965E-19	2,975E-11		
Esfera da traqueia	28	1,70E-17	1,02E-09	6,27E-19	3,76E-11	28	1,67E-17	1,003E-09	6,138E-19	3,679E-11		

Apêndice 12 - Simulações 2×10^8 , sem rotação da seringa, com ar e sem proteção de chumbo

Simulações com rotação de seringa											
Sem chumbo						sem ar contínua					
2,00E+08						sem ar pontual					
Parte do corpo	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	
Seringa 1° anel	1	5,76E-15	3,450E-07	1,85E-17	1,107E-09	1	6,507E-15	3,900E-07	2,001E-17	1,199E-09	
Seringa 2° anel	2	1,05E-15	6,319E-08	4,45E-17	2,667E-09	2	9,135E-15	5,475E-07	1,323E-16	7,929E-09	
agulha	3	4,48E-16	2,683E-08	6,14E-17	3,681E-09	3	3,010E-15	1,804E-07	1,612E-16	9,663E-09	
Tecnócio seringa 1°	4	1,19E-13	7,146E-06	9,73E-17	5,829E-09	4	9,109E-14	5,459E-06	8,336E-17	4,996E-09	
Tecnócio de seringa 2°	5	4,14E-15	2,480E-07	1,12E-16	6,683E-09	5	4,824E-14	2,891E-06	3,894E-16	2,334E-08	
Tecnócio agulha	6	1,06E-15	6,368E-08	1,91E-16	1,147E-08	6	9,114E-15	5,462E-07	5,604E-16	3,359E-08	
Face - tecidos moles	7	9,67E-18	5,797E-10	5,64E-20	3,381E-12	7	1,044E-17	6,258E-10	5,893E-20	3,531E-12	
Face - Osso	8	1,26E-18	7,527E-11	1,53E-20	9,170E-13	8	1,336E-18	8,005E-11	1,639E-20	9,825E-13	
Face - Pele	9	1,28E-18	7,648E-11	1,44E-20	8,643E-13	9	1,364E-18	8,177E-11	1,538E-20	9,220E-13	
Queixo - Tecidos Moles	10	7,81E-18	4,683E-10	6,02E-20	3,607E-12	10	8,453E-18	5,066E-10	6,233E-20	3,735E-12	
Queixo - Osso	11	2,09E-18	1,255E-10	2,46E-20	1,474E-12	11	2,236E-18	1,340E-10	2,623E-20	1,572E-12	
Queixo - Pele	12	2,00E-18	1,200E-10	2,18E-20	1,306E-12	12	2,171E-18	1,301E-10	2,308E-20	1,383E-12	
Testa - Cerebro	13	2,59E-18	1,551E-10	2,87E-20	1,721E-12	13	2,735E-18	1,639E-10	3,009E-20	1,803E-12	
Testa - Osso	14	5,07E-19	3,040E-11	9,95E-21	5,961E-13	14	5,373E-19	3,220E-11	1,027E-20	6,157E-13	
Testa - Pele	15	4,90E-19	2,939E-11	8,88E-21	5,319E-13	15	5,093E-19	3,052E-11	8,875E-21	5,319E-13	
Pescoço - Mísculo	16	9,07E-18	5,434E-10	8,95E-20	5,365E-12	16	9,607E-18	5,757E-10	9,378E-20	5,620E-12	
Pescoço - Osso	17	2,17E-18	1,302E-10	3,70E-20	2,220E-12	17	2,335E-18	1,399E-10	3,705E-20	2,220E-12	
Pescoço - Pele	18	2,06E-18	1,235E-10	3,27E-20	1,962E-12	18	2,217E-18	1,328E-10	3,274E-20	1,962E-12	
Olho Direito	19	1,84E-17	1,106E-09	9,56E-19	5,732E-11	19	1,943E-17	1,164E-09	9,837E-19	5,895E-11	
Olho Esquerdo	20	1,85E-17	1,110E-09	9,56E-19	5,732E-11	20	1,967E-17	1,179E-09	9,837E-19	5,895E-11	
Orelha Direita	21	9,77E-18	5,857E-10	2,93E-19	1,753E-11	21	1,053E-17	6,313E-10	3,069E-19	1,839E-11	
Timpano da orelha Drt.	22	1,19E-17	7,115E-10	6,68E-19	4,004E-11	22	1,308E-17	7,825E-10	6,897E-19	4,135E-11	
Orelha Esquerda	23	9,69E-18	5,806E-10	2,93E-19	1,753E-11	23	1,032E-17	6,182E-10	3,021E-19	1,811E-11	
Timpano da orelha Esq.	24	1,18E-17	7,100E-10	6,68E-19	4,004E-11	24	1,283E-17	7,689E-10	6,897E-19	4,133E-11	
Boca	25	1,94E-17	1,165E-09	6,65E-19	3,985E-11	25	2,028E-17	1,215E-09	6,778E-19	4,062E-11	
Ar boca	26	1,85E-17	1,109E-09	5,06E-19	3,035E-11	26	1,982E-17	1,188E-09	5,141E-19	3,081E-11	
Ar traqueia	27	2,08E-17	1,245E-09	4,20E-19	2,516E-11	27	2,174E-17	1,303E-09	4,288E-19	2,570E-11	
Esféra da traqueia	28	1,30E-17	7,766E-10	5,37E-19	3,219E-11	28	1,407E-17	8,432E-10	5,627E-19	3,372E-11	

Apêndice 13 - Simulações 2×10^8 , com rotação da seringa, sem ar e sem proteção de chumbo

Simulações com rotação de seringa																	
Sem chumbo																	
2,00E+08						com ar pontual						com ar continua					
Parte do corpo	Body	Dose/fotão	Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Total	Erro/fotão	Erro total		
Seringa 1º anel	1	5,761E-15	3,452E-07	1,848E-17	1,107E-09	1	6,522E-15	3,908E-07	2,001E-17	1,199E-09	1	6,522E-15	3,908E-07	2,001E-17	1,199E-09		
Seringa 2º anel	2	1,068E-15	6,403E-08	4,450E-17	2,667E-09	2	9,143E-15	5,479E-07	1,323E-16	7,929E-09	2	9,143E-15	5,479E-07	1,323E-16	7,929E-09		
agulha	3	4,376E-16	2,622E-08	6,143E-17	3,681E-09	3	3,072E-15	1,841E-07	1,612E-16	9,663E-09	3	3,072E-15	1,841E-07	1,612E-16	9,663E-09		
Tecnócio seringa 1º	4	1,193E-13	7,147E-06	9,726E-17	5,829E-09	4	9,108E-14	5,458E-06	8,336E-17	4,996E-09	4	9,108E-14	5,458E-06	8,336E-17	4,996E-09		
Tecnócio de seringa 2º	5	4,187E-15	2,509E-07	1,133E-16	6,789E-09	5	4,828E-14	2,893E-06	3,894E-16	2,334E-08	5	4,828E-14	2,893E-06	3,894E-16	2,334E-08		
Tecnócio agulha	6	1,032E-15	6,185E-08	1,817E-16	1,089E-08	6	9,251E-15	5,544E-07	5,604E-16	3,359E-08	6	9,251E-15	5,544E-07	5,604E-16	3,359E-08		
Face - tecidos moles	7	9,697E-18	5,811E-10	5,642E-20	3,381E-12	7	1,044E-17	6,259E-10	5,893E-20	3,531E-12	7	1,044E-17	6,259E-10	5,893E-20	3,531E-12		
Face - Osso	8	1,246E-18	7,470E-11	1,530E-20	9,170E-13	8	1,330E-18	7,971E-11	1,639E-20	9,825E-13	8	1,330E-18	7,971E-11	1,639E-20	9,825E-13		
Face - Pele	9	1,288E-18	7,720E-11	1,442E-20	8,643E-13	9	1,360E-18	8,149E-11	1,538E-20	9,220E-13	9	1,360E-18	8,149E-11	1,538E-20	9,220E-13		
Queixo - Tecidos Moles	10	7,853E-18	4,706E-10	6,018E-20	3,607E-12	10	8,476E-18	5,080E-10	6,233E-20	3,735E-12	10	8,476E-18	5,080E-10	6,233E-20	3,735E-12		
Queixo - Osso	11	2,070E-18	1,241E-10	2,459E-20	1,474E-12	11	2,250E-18	1,348E-10	2,623E-20	1,572E-12	11	2,250E-18	1,348E-10	2,623E-20	1,572E-12		
Queixo - Pele	12	2,012E-18	1,206E-10	2,179E-20	1,306E-12	12	2,179E-18	1,306E-10	2,308E-20	1,383E-12	12	2,179E-18	1,306E-10	2,308E-20	1,383E-12		
Testa - Cerebro	13	2,572E-18	1,542E-10	2,872E-20	1,721E-12	13	2,764E-18	1,657E-10	3,009E-20	1,803E-12	13	2,764E-18	1,657E-10	3,009E-20	1,803E-12		
Testa - Osso	14	5,088E-19	3,049E-11	9,946E-21	5,961E-13	14	5,354E-19	3,209E-11	1,027E-20	6,157E-13	14	5,354E-19	3,209E-11	1,027E-20	6,157E-13		
Testa - Pele	15	4,878E-19	2,923E-11	8,875E-21	5,319E-13	15	5,142E-19	3,082E-11	8,875E-21	5,319E-13	15	5,142E-19	3,082E-11	8,875E-21	5,319E-13		
Pescoço - Músculo	16	9,084E-18	5,444E-10	8,952E-20	5,365E-12	16	9,609E-18	5,759E-10	9,378E-20	5,620E-12	16	9,609E-18	5,759E-10	9,378E-20	5,620E-12		
Pescoço - Osso	17	2,172E-18	1,302E-10	3,705E-20	2,220E-12	17	2,327E-18	1,394E-10	3,705E-20	2,220E-12	17	2,327E-18	1,394E-10	3,705E-20	2,220E-12		
Pescoço - Pele	18	2,075E-18	1,244E-10	3,274E-20	1,962E-12	18	2,232E-18	1,338E-10	3,274E-20	1,962E-12	18	2,232E-18	1,338E-10	3,274E-20	1,962E-12		
Olho Direito	19	1,848E-17	1,107E-09	9,564E-19	5,732E-11	19	1,947E-17	1,167E-09	9,837E-19	5,895E-11	19	1,947E-17	1,167E-09	9,837E-19	5,895E-11		
Olho Esquerdo	20	1,864E-17	1,117E-09	9,564E-19	5,732E-11	20	1,956E-17	1,172E-09	9,837E-19	5,895E-11	20	1,956E-17	1,172E-09	9,837E-19	5,895E-11		
Orelha Direita	21	9,605E-18	5,756E-10	2,925E-19	1,753E-11	21	1,062E-17	6,366E-10	3,117E-19	1,868E-11	21	1,062E-17	6,366E-10	3,117E-19	1,868E-11		
Timpano da orelha Drt.	22	1,193E-17	7,152E-10	6,681E-19	4,004E-11	22	1,317E-17	7,892E-10	7,112E-19	4,262E-11	22	1,317E-17	7,892E-10	7,112E-19	4,262E-11		
Orelha Esquerda	23	9,889E-18	5,927E-10	2,973E-19	1,782E-11	23	1,041E-17	6,236E-10	3,021E-19	1,811E-11	23	1,041E-17	6,236E-10	3,021E-19	1,811E-11		
Timpano da orelha Esq.	24	1,197E-17	7,175E-10	6,681E-19	4,004E-11	24	1,293E-17	7,747E-10	7,112E-19	4,262E-11	24	1,293E-17	7,747E-10	7,112E-19	4,262E-11		
Boca	25	1,976E-17	1,184E-09	6,778E-19	4,062E-11	25	2,007E-17	1,203E-09	6,778E-19	4,062E-11	25	2,007E-17	1,203E-09	6,778E-19	4,062E-11		
Ar boca	26	1,929E-17	1,156E-09	5,141E-19	3,081E-11	26	2,057E-17	1,233E-09	5,371E-19	3,219E-11	26	2,057E-17	1,233E-09	5,371E-19	3,219E-11		
Ar traqueia	27	2,110E-17	1,264E-09	4,197E-19	2,516E-11	27	2,158E-17	1,293E-09	4,243E-19	2,543E-11	27	2,158E-17	1,293E-09	4,243E-19	2,543E-11		
Esfera da traqueia	28	1,244E-17	7,458E-10	5,115E-19	3,066E-11	28	1,417E-17	8,492E-10	5,627E-19	3,372E-11	28	1,417E-17	8,492E-10	5,627E-19	3,372E-11		

Apêndice 14 - Simulações 2×10^8 , com rotação da seringa, com ar e sem proteção de chumbo

Simulações sem rotação de seringa												
Sem chumbo												
2,00E+09												
Parte do corpo	sem ar pontual						sem ar continua					
	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total		
Seringa 1° anel	1	5,751E-15	3,447E-07	5,773E-18	3,460E-10	1	6,509E-15	3,901E-07	6,158E-18	3,691E-10		
Seringa 2° anel	2	1,063E-15	6,368E-08	1,443E-17	8,650E-10	2	9,134E-15	5,474E-07	4,210E-17	2,523E-09		
agulha	3	4,506E-16	2,701E-08	1,958E-17	1,173E-09	3	3,024E-15	1,813E-07	4,991E-17	2,991E-09		
Tecnício seringa 1°	4	1,193E-13	7,148E-06	3,103E-17	1,860E-09	4	9,108E-14	5,458E-06	2,686E-17	1,610E-09		
Tecnício de seringa 2°	5	4,117E-15	2,467E-07	3,540E-17	2,121E-09	5	4,824E-14	2,891E-06	1,221E-16	7,319E-09		
Tecnício agulha	6	1,117E-15	6,693E-08	6,184E-17	3,706E-09	6	9,109E-15	5,459E-07	1,759E-16	1,054E-08		
Face - tecidos moles	7	1,198E-17	7,177E-10	2,006E-20	1,202E-12	7	1,194E-17	7,155E-10	2,006E-20	1,202E-12		
Face - Osso	8	1,504E-18	9,014E-11	5,356E-21	3,210E-13	8	1,498E-18	8,976E-11	1,749E-20	1,048E-12		
Face - Pele	9	1,527E-18	9,149E-11	5,096E-21	3,054E-13	9	1,518E-18	9,099E-11	5,096E-21	3,054E-13		
Queixo - Tecidos Moles	10	1,002E-17	6,002E-10	2,149E-20	1,288E-12	10	9,990E-18	5,987E-10	2,149E-20	1,288E-12		
Queixo - Osso	11	2,644E-18	1,584E-10	8,853E-21	5,306E-13	11	2,634E-18	1,579E-10	8,853E-21	5,306E-13		
Queixo - Pele	12	2,558E-18	1,533E-10	7,692E-21	4,610E-13	12	2,544E-18	1,524E-10	7,692E-21	4,610E-13		
Testa - Cerebro	13	3,078E-18	1,845E-10	4,240E-21	2,541E-13	13	3,070E-18	1,840E-10	9,848E-21	5,902E-13		
Testa - Osso	14	5,913E-19	3,543E-11	3,716E-21	2,227E-13	14	5,902E-19	3,537E-11	3,388E-21	2,031E-13		
Testa - Pele	15	5,647E-19	3,384E-11	6,834E-21	4,096E-13	15	5,613E-19	3,364E-11	3,018E-21	1,808E-13		
Pescoço - Músculo	16	1,192E-17	7,146E-10	1,662E-20	9,963E-13	16	1,192E-17	7,145E-10	3,282E-20	1,967E-12		
Pescoço - Osso	17	2,851E-18	1,709E-10	1,415E-20	8,478E-13	17	2,846E-18	1,706E-10	1,314E-20	7,872E-13		
Pescoço - Pele	18	2,711E-18	1,625E-10	3,274E-21	1,962E-13	18	2,707E-18	1,622E-10	1,146E-20	6,867E-13		
Olho Direito	19	2,120E-17	1,271E-09	3,279E-19	1,965E-11	19	2,078E-17	1,245E-09	3,279E-19	1,965E-11		
Olho Esquerdo	20	2,114E-17	1,267E-09	5,738E-19	3,439E-11	20	2,103E-17	1,260E-09	3,279E-19	1,965E-11		
Orelha Direita	21	1,182E-17	7,085E-10	5,275E-20	3,161E-12	21	1,180E-17	7,073E-10	1,007E-19	6,035E-12		
Timpano da orelha Drt.	22	1,465E-17	8,777E-10	4,526E-19	2,712E-11	22	1,441E-17	8,637E-10	2,371E-19	1,421E-11		
Orelha Esquerda	23	1,183E-17	7,093E-10	5,275E-20	3,161E-12	23	1,178E-17	7,058E-10	1,007E-19	6,035E-12		
Timpano da orelha Esq.	24	1,456E-17	8,727E-10	3,880E-19	2,325E-11	24	1,461E-17	8,753E-10	2,371E-19	1,421E-11		
Boca	25	2,243E-17	1,344E-09	2,941E-19	1,763E-11	25	2,239E-17	1,342E-09	2,302E-19	1,379E-11		
Ar boca	26	2,292E-17	1,374E-09	2,532E-19	1,517E-11	26	2,282E-17	1,368E-09	1,765E-19	1,058E-11		
Ar traqueia	27	2,727E-17	1,634E-09	6,770E-20	4,057E-12	27	2,717E-17	1,628E-09	1,489E-19	8,926E-12		
Esfera da traqueia	28	1,661E-17	9,952E-10	1,918E-19	1,150E-11	28	1,657E-17	9,928E-10	1,918E-19	1,150E-11		

Apêndice 15 - Simulações 2×10^9 , sem rotação da seringa, sem ar e sem proteção de chumbo

Simulações sem rotação de seringa											
Sem chumbo											
2,00E+09											
com ar pontual						Com ar contínua					
Parte do corpo	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	
Seringa 1º anel	1	5,762E-15	3,453E-07	5,773E-18	3,460E-10	1	6,522E-15	3,909E-07	6,158E-18	3,691E-10	
Seringa 2º anel	2	1,061E-15	6,359E-08	1,443E-17	8,650E-10	2	9,159E-15	5,489E-07	4,210E-17	2,523E-09	
agulha	3	4,595E-16	2,754E-08	1,996E-17	1,196E-09	3	3,056E-15	1,831E-07	4,991E-17	2,991E-09	
Tecnócio seringa 1º	4	1,193E-13	7,147E-06	3,103E-17	1,860E-09	4	9,107E-14	5,458E-06	2,686E-17	1,610E-09	
Tecnócio de seringa 2º	5	4,125E-15	2,472E-07	3,540E-17	2,121E-09	5	4,826E-14	2,892E-06	1,221E-16	7,319E-09	
Tecnócio agulha	6	1,120E-15	6,711E-08	6,377E-17	3,822E-09	6	9,123E-15	5,467E-07	1,759E-16	1,054E-08	
Face - tecidos moles	7	1,198E-17	7,178E-10	2,006E-20	1,202E-12	7	1,192E-17	7,146E-10	2,006E-20	1,202E-12	
Face - Osso	8	1,507E-18	9,030E-11	5,356E-21	3,210E-13	8	1,499E-18	8,982E-11	5,356E-21	3,210E-13	
Face - Pele	9	1,525E-18	9,140E-11	5,096E-21	3,054E-13	9	1,518E-18	9,095E-11	5,096E-21	3,054E-13	
Queixo - Tecidos Moles	10	9,994E-18	5,989E-10	2,149E-20	1,288E-12	10	9,975E-18	5,978E-10	2,149E-20	1,288E-12	
Queixo - Osso	11	2,646E-18	1,586E-10	8,853E-21	5,306E-13	11	2,629E-18	1,576E-10	8,853E-21	5,306E-13	
Queixo - Pele	12	2,555E-18	1,531E-10	7,692E-21	4,610E-13	12	2,548E-18	1,527E-10	7,692E-21	4,610E-13	
Testa - Cerebro	13	3,088E-18	1,850E-10	9,984E-21	5,984E-13	13	3,071E-18	1,841E-10	9,848E-21	5,902E-13	
Testa - Osso	14	5,948E-19	3,564E-11	3,388E-21	2,031E-13	14	5,896E-19	3,534E-11	3,388E-21	2,031E-13	
Testa - Pele	15	5,666E-19	3,396E-11	3,018E-21	1,808E-13	15	5,623E-19	3,370E-11	3,018E-21	1,808E-13	
Pescoço - Músculo	16	1,194E-17	7,157E-10	3,282E-20	1,967E-12	16	1,190E-17	7,133E-10	3,282E-20	1,967E-12	
Pescoço - Osso	17	2,850E-18	1,708E-10	1,314E-20	7,872E-13	17	2,848E-18	1,707E-10	1,314E-20	7,872E-13	
Pescoço - Pele	18	2,707E-18	1,622E-10	1,146E-20	6,867E-13	18	2,704E-18	1,620E-10	1,146E-20	6,867E-13	
Olho Direito	19	2,117E-17	1,269E-09	3,279E-19	1,965E-11	19	2,089E-17	1,252E-09	3,279E-19	1,965E-11	
Olho Esquerdo	20	2,102E-17	1,260E-09	3,279E-19	1,965E-11	20	2,092E-17	1,254E-09	3,279E-19	1,965E-11	
Orelha Direita	21	1,179E-17	7,064E-10	1,007E-19	6,035E-12	21	1,175E-17	7,040E-10	1,007E-19	6,035E-12	
Timpano da orelha Drt.	22	1,463E-17	8,768E-10	2,371E-19	1,421E-11	22	1,466E-17	8,784E-10	2,371E-19	1,421E-11	
Orelha Esquerda	23	1,183E-17	7,092E-10	1,007E-19	6,035E-12	23	1,182E-17	7,087E-10	1,007E-19	6,035E-12	
Timpano da orelha Esq.	24	1,460E-17	8,748E-10	2,371E-19	1,421E-11	24	1,454E-17	8,714E-10	2,371E-19	1,421E-11	
Boca	25	2,249E-17	1,348E-09	2,302E-19	1,379E-11	25	2,223E-17	1,332E-09	2,302E-19	1,379E-11	
Ar boca	26	2,296E-17	1,376E-09	1,765E-19	1,058E-11	26	2,279E-17	1,366E-09	1,765E-19	1,058E-11	
Ar traqueia	27	2,730E-17	1,636E-09	1,489E-19	8,926E-12	27	2,723E-17	1,632E-09	1,489E-19	8,926E-12	
Esfera da traqueia	28	1,661E-17	9,957E-10	1,918E-19	1,150E-11	28	1,664E-17	9,972E-10	1,918E-19	1,150E-11	

Apêndice 16 - Simulações 2×10^9 , sem rotação da seringa, com ar e sem proteção de chumbo

Simulações com rotação de seringa												
Sem chumbo												
2,00E+09												
Parte do corpo	sem ar pontual						sem ar continua					
	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total		
Seringa 1º anel	1	5,752E-15	3,447E-07	5,773E-18	3,460E-10	1	6,506E-15	3,899E-07	6,158E-18	3,691E-10		
Seringa 2º anel	2	1,057E-15	6,337E-08	1,443E-17	8,650E-10	2	9,141E-15	5,478E-07	4,210E-17	2,523E-09		
agulha	3	4,590E-16	2,751E-08	1,996E-17	1,196E-09	3	3,057E-15	1,832E-07	4,991E-17	2,991E-09		
Tecnócio seringa 1º	4	1,193E-13	7,148E-06	3,103E-17	1,860E-09	4	9,105E-14	5,456E-06	2,686E-17	1,610E-09		
Tecnócio de seringa 2º	5	4,131E-15	2,476E-07	3,540E-17	2,121E-09	5	4,816E-14	2,886E-06	1,221E-16	7,319E-09		
Tecnócio agulha	6	1,127E-15	6,753E-08	6,184E-17	3,706E-09	6	9,127E-15	5,470E-07	1,759E-16	1,054E-08		
Face - tecidos moles	7	9,677E-18	5,799E-10	1,755E-20	1,052E-12	7	1,044E-17	6,258E-10	1,881E-20	1,127E-12		
Face - Osso	8	1,253E-18	7,511E-11	4,918E-21	2,948E-13	8	1,333E-18	7,986E-11	5,137E-21	3,079E-13		
Face - Pele	9	1,280E-18	7,668E-11	4,711E-21	2,824E-13	9	1,360E-18	8,152E-11	4,808E-21	2,881E-13		
Queixo - Tecidos Moles	10	7,807E-18	4,679E-10	1,913E-20	1,146E-12	10	8,479E-18	5,082E-10	1,999E-20	1,198E-12		
Queixo - Osso	11	2,079E-18	1,246E-10	7,870E-21	4,716E-13	11	2,246E-18	1,346E-10	8,197E-21	4,913E-13		
Queixo - Pele	12	2,008E-18	1,203E-10	6,795E-21	4,072E-13	12	2,167E-18	1,299E-10	7,051E-21	4,226E-13		
Testa - Cerebro	13	2,579E-18	1,546E-10	9,027E-21	5,410E-13	13	2,741E-18	1,643E-10	9,300E-21	5,574E-13		
Testa - Osso	14	5,064E-19	3,035E-11	3,170E-21	1,900E-13	14	5,338E-19	3,199E-11	3,279E-21	1,965E-13		
Testa - Pele	15	4,871E-19	2,919E-11	2,751E-21	1,649E-13	15	5,100E-19	3,056E-11	2,840E-21	1,702E-13		
Pescoço - Músculo	16	9,116E-18	5,463E-10	2,856E-20	1,712E-12	16	9,627E-18	5,769E-10	2,941E-20	1,763E-12		
Pescoço - Osso	17	2,176E-18	1,304E-10	1,145E-20	6,863E-13	17	2,339E-18	1,402E-10	1,179E-20	7,065E-13		
Pescoço - Pele	18	2,068E-18	1,240E-10	1,009E-20	6,049E-13	18	2,223E-18	1,332E-10	1,037E-20	6,213E-13		
Olho Direito	19	1,849E-17	1,108E-09	3,006E-19	1,801E-11	19	1,952E-17	1,170E-09	3,006E-19	1,801E-11		
Olho Esquerdo	20	1,882E-17	1,128E-09	3,006E-19	1,801E-11	20	1,929E-17	1,156E-09	3,006E-19	1,801E-11		
Orelha Direita	21	9,843E-18	5,899E-10	9,112E-20	5,460E-12	21	1,052E-17	6,306E-10	9,591E-20	5,748E-12		
Timpano da orelha Drt.	22	1,212E-17	7,264E-10	2,155E-19	1,292E-11	22	1,287E-17	7,712E-10	2,155E-19	1,292E-11		
Orelha Esquerda	23	9,710E-18	5,819E-10	9,112E-20	5,460E-12	23	1,047E-17	6,276E-10	9,591E-20	5,748E-12		
Timpano da orelha Esq.	24	1,215E-17	7,284E-10	2,155E-19	1,292E-11	24	1,300E-17	7,788E-10	2,155E-19	1,292E-11		
Boca	25	1,947E-17	1,167E-09	2,174E-19	1,303E-11	25	2,036E-17	1,220E-09	2,174E-19	1,303E-11		
Ar boca	26	1,872E-17	1,122E-09	1,611E-19	9,656E-12	26	2,009E-17	1,204E-09	1,688E-19	1,012E-11		
Ar traqueia	27	2,093E-17	1,254E-09	1,309E-19	7,844E-12	27	2,171E-17	1,301E-09	1,354E-19	8,115E-12		
Esfera da traqueia	28	1,278E-17	7,659E-10	1,662E-19	9,963E-12	28	1,390E-17	8,329E-10	1,790E-19	1,073E-11		

Apêndice 17 - Simulações 2×10^9 , com rotação da seringa, sem ar e sem proteção de chumbo

Simulações com rotação de seringa												
Sem chumbo												
2,00E+09	com ar pontual						Com ar contínua					
	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total	Body	Dose/fotão	Dose Total	Erro/fotão	Erro total		
Parte do corpo	1	5,764E-15	3,454E-07	5,773E-18	3,460E-10	1						
Seringa 1º anel	2	1,069E-15	6,407E-08	1,443E-17	8,650E-10	2						
Seringa 2º anel	3	4,787E-16	2,869E-08	2,073E-17	1,242E-09	3						
agulha	4	1,193E-13	7,148E-06	3,103E-17	1,860E-09	4						
Tecnício seringa 1º	5	4,132E-15	2,476E-07	3,540E-17	2,121E-09	5						
Tecnício de seringa 2º	6	1,149E-15	6,884E-08	6,377E-17	3,822E-09	6						
Tecnício agulha	7	9,683E-18	5,803E-10	1,755E-20	1,052E-12	7						
Face - tecidos moles	8	1,252E-18	7,504E-11	4,918E-21	2,948E-13	8						
Face - Osso	9	1,284E-18	7,695E-11	4,711E-21	2,824E-13	9						
Face - Pele	10	7,815E-18	4,684E-10	1,913E-20	1,146E-12	10						
Queixo - Tecidos Moles	11	2,075E-18	1,244E-10	7,870E-21	4,716E-13	11						
Queixo - Pele	12	2,016E-18	1,208E-10	6,795E-21	4,072E-13	12						
Testa - Cerebro	13	2,582E-18	1,548E-10	9,027E-21	5,410E-13	13						
Testa - Osso	14	5,099E-19	3,056E-11	3,170E-21	1,900E-13	14						
Testa - Pele	15	4,907E-19	2,941E-11	2,840E-21	1,702E-13	15						
Pescoço - Músculo	16	9,112E-18	5,461E-10	2,856E-20	1,712E-12	16						
Pescoço - Osso	17	2,180E-18	1,307E-10	1,145E-20	6,863E-13	17						
Pescoço - Pele	18	2,066E-18	1,238E-10	1,009E-20	6,049E-13	18						
Olho Direito	19	1,862E-17	1,116E-09	3,006E-19	1,801E-11	19						
Olho Esquerdo	20	1,863E-17	1,117E-09	3,006E-19	1,801E-11	20						
Orelha Direita	21	9,706E-18	5,817E-10	9,112E-20	5,460E-12	21						
Timpano da orelha Dta.	22	1,205E-17	7,223E-10	2,155E-19	1,292E-11	22						
Orelha Esquerda	23	9,760E-18	5,849E-10	9,112E-20	5,460E-12	23						
Timpano da orelha Esq.	24	1,206E-17	7,228E-10	2,155E-19	1,292E-11	24						
Boca	25	1,951E-17	1,169E-09	2,174E-19	1,303E-11	25						
Ar boca	26	1,877E-17	1,125E-09	1,611E-19	9,656E-12	26						
Ar traqueia	27	2,100E-17	1,258E-09	1,309E-19	7,844E-12	27						
Esfera da traqueia	28	1,266E-17	7,585E-10	1,662E-19	9,963E-12	28						

Apêndice 18 - Simulações 2×10^9 , com rotação da seringa, com ar e sem proteção de chumbo

Folha de Horas de contacto				
Nome do Técnico				
Nome da Instituição				
Mês de Recolha		Fevereiro		
Mês	Data(s)	Administração	Radiofarmácia	Câmara gama
Fevereiro	13/2/23			
	14/2/23			
	15/2/23			
	16/2/23			
	17/2/23			
	18/2/23			
	19/2/23			
	20/2/23			
	21/2/23			
	22/2/23			
	23/2/23			
	24/2/23			
	25/2/23			
	26/2/23			
27/2/23				
28/2/23				

Apêndice 19 - Folha de horas de contacto de cada técnico correspondente ao mês de fevereiro