

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

**Estimativa de Dose de Radiação a nível
do Crânio do Médico Intervencionista em
Procedimentos de Hemodinâmica – Estudo de
Monte-Carlo**

Oksana Lesyuk

Doutor Pedro Ferreira, ISEL

Doutor Nuno Teixeira, ESTeSL

MESTRADO EM TECNOLOGIAS DE FÍSICA MÉDICA

Lisboa, 2022

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

**Estimativa de Dose de Radiação a nível
do Crânio do Médico Intervencionista em
Procedimentos de Hemodinâmica – Estudo de
Monte-Carlo**

Oksana Lesyuk, nº 2019470

Orientador: Prof. Doutor Pedro Ferreira, ISEL

Coorientador: Prof. Doutor Nuno Teixeira, ESTeSL

JÚRI:

Presidente: Prof. Doutora Margarida Ribeiro

Arguente: Prof. Doutor Luís Freire

MESTRADO EM TECNOLOGIAS DE FÍSICA MÉDICA

Lisboa, 2022

Copyright

A Escola Superior de Tecnologias da Saúde e o Instituto Politécnico de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos de arquivar e publicar este trabalho através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Agradecimentos

Ao meu orientador, Doutor Pedro Ferreira, pela disponibilidade demonstrada ao longo de todo o período de realização do presente estudo, pela paciência e compreensão em mais diversas situações, pelo apoio e motivação dado durante todo o processo de investigação. Foram muitas horas em conferências e vídeo chamadas, inúmeros e-mails trocados e muitas horas de trabalho despendidos do seu tempo pessoal. Por todos os ensinamentos, explicações e dedicação que teve comigo, o meu obrigado.

A Técnica Superior de diagnóstico e Física, Mestre Sónia Rodrigues, responsável pelo gabinete de radioproteção do Centro Hospital e Universitário do Algarve, pelo esclarecimento relacionado com o equipamento existente na Unidade de Intervenção em Cardiologia do CHUA – unidade de Faro, pela colaboração nos procedimentos realizados durante a recolha de dados relativamente a condições técnicas e outras informações prestadas durante a investigação, pela disponibilidade e apoio demonstrado neste e noutras colaborações realizadas.

A Técnica Superior de Diagnóstico e Terapêutica de Cardiopneumologia, Técnica Patrícia Franco, pela receção, todos os esclarecimentos prestados durante a recolha de dados relativamente ao posicionamento do doente, condições técnicas de exposição durante os procedimentos diagnósticos e de intervenção, pela colaboração e total disponibilidade demonstrada na realização do presente estudo.

Ao Mestre, Dr. Hugo Vinhas, pelo interesse demonstrado na investigação por mim realizada, pela permissão para recolha de dados na unidade por ele liderada e pela total disponibilidade demonstrada durante o processo.

Ao Doutor Patrick Sousa da empresa GyRad, pela disponibilização dos dosímetros TLD's para o estudo, por toda a colaboração e disponibilidade demonstrada, esclarecimentos prestados e principalmente, pelos ensinamentos e pelo gosto que me transmitiu pela área de radioproteção.

Aos restantes médicos, TSDT, enfermeiros e auxiliares do serviço de intervenção em cardiologia do CHUA, por toda a simpatia e colaboração demonstrada.

Aos meus responsáveis diretos nas unidades onde exerço atividades profissionais, nomeadamente, ao Professor Doutor António Abrantes diretor do

Curso de IMR, e a Doutora Anabela Ribeiro, subcoordenadora do serviço de imagiologia do CHUA-Portimão, pela compreensão dada a menor disponibilidade demonstrada por mim nas atividades profissionais durante o período de realização da investigação.

Ao Professor Doutor Nuno Teixeira, pelo apoio, colaboração e disponibilidade no esclarecimento de mais diversas dúvidas e questões relacionadas com o processo de realização desta dissertação.

A toda minha família e amigos por demonstrarem compreensão pela minha ausência e indisponibilidade, pelo apoio incondicional e disponibilidade demonstrados.

Sem eles, sem o apoio, motivação, compreensão e ensinamentos, nada disto seria possível. A todos um grande obrigada.

Resumo

A radiologia de intervenção é uma técnica de diagnóstico e terapêutica por imagem com recurso à radiação ionizante que permite diagnóstico e tratamento minimamente invasivo de diversas patologias. A Cardiologia de intervenção é uma área que apresenta longos tempos de exposição e número de procedimentos elevado, o que resulta numa exposição significativa dos profissionais, como tal as condições devem ser estudadas e a exposição profissional monitorizada.

O presente estudo consiste na avaliação de dose depositada a nível do crânio do médico em procedimentos de cardiologia de intervenção através de uma simulação de Monte Carlo. Avaliou-se a dose em diferentes segmentos cerebrais do médico em diferentes configurações, variando a distância do médico ao isocentro, a tensão do feixe, o volume exposto, a angulação do equipamento e a composição do volume exposto.

Observou-se uma maior deposição de dose no lobo anterior esquerdo, seguido de lobo anterior direito para todas as configurações nas simulações realizadas, o que confirma que existe uma maior exposição do lado esquerdo do médico, este encontra-se mais perto da fonte da radiação. A incidência que deposita mais energia no médico é a incidência lateral direita uma vez que a fonte encontra-se do lado do médico e ao incidir no doente sofre retro dispersão em direção ao mesmo. O aumento da distância entre o médico e o centro da região irradiada resulta na menor dose, como tal, a abordagem femoral é recomendada de ponto vista de proteção radiológica uma vez que o médico encontra-se mais afastado da fonte.

Palavras-chave: Exposição ocupacional, radiação ionizante, dose de radiação, proteção Radiológica, radiologia de intervenção.

Abstract

Interventional radiology is a diagnostic and therapeutic imaging technique that uses ionizing radiation to guide minimally invasive treatment or diagnostic procedures in several pathologies. Intervention cardiology presents long exposure times and a high number of procedures, which results in a significant exposure of professionals, so, assessment of exposure conditions and parameters are necessary, and occupational exposure monitored.

The aim of this study is to assess the dose at the level of the physician's skull in interventional cardiology procedures through a simulation with Monte Carlo algorithms. The dose was evaluated in different brain segments of the physician in different configurations, varying the distance from the physician to the isocenter, the beam tension, the exposed volume, the angulation of the equipment and the composition of the exposed object.

A greater dose deposition was observed in the left anterior lobe, followed by the right anterior lobe for all configurations, which confirms that there is greater exposure on the doctor's left side, which is closer to the radiation source. The right lateral view 90° is the projection that presents greater doses on cardiologist, in all cerebral segments, due to the source located on the doctor's side and when the patient is exposed it suffers backscatter. Increasing the distance between the physician and the isocenter results in the lowest dose, as such, the femoral approach is recommended from a radiological protection point of view, since the physician is further away from the source.

Keywords: Occupational exposure, Ionizing Radiation, Radiation Dose; Radiological Protection, Interventional Radiology.

Índice Geral

Agradecimentos	ii
Resumo.....	iv
Abstract	v
Índice Geral	vi
Índice de Figuras	viii
Índice de Tabelas.....	x
Lista de Siglas e Abreviaturas	xi
1. Introdução	1
1.1. Problema de Investigação	1
1.2. Justificação da Pertinência do Problema	1
2. Enquadramento Teórico	4
2.1. Radiação-X.....	4
2.1.1. Fontes da radiação ionizante	9
2.2. Efeitos biológicos e a sua classificação.....	10
2.2.1. Efeitos Determinísticos	11
2.2.2. Efeitos Estocásticos	12
2.3. Proteção e Segurança Radiológica	12
2.3.1. Princípios Fundamentais da Proteção Radiológica	12
2.3.2. Legislação	13
2.3.3. Grandezas e Unidades.....	14
2.3.4. Classificação de Trabalhadores, Aprendizes e Estudantes.....	15
2.3.5. Limites de Dose	16
2.3.6. Monitorização de Dose	16
2.3.7. Barreiras e Técnicas de Proteção Radiológica.....	17
3. Revisão de Literatura	19
3.1. Estado da Arte.....	19
4. Radiologia de Intervenção.....	24
4.1. Cardiologia de intervenção	24
4.1.1. Angiógrafo	26
5. Simulação de Monte Carlo	31
5.1. PENELOPE.....	33
5.1.1. Definição de geometria.....	34

5.1.2.	Construção de Superfícies.....	35
5.1.3.	Definição de ficheiro input.....	38
6.	Metodologia e Resultados	40
6.1.	Determinação do espectro e parâmetros das partículas.....	44
6.1.1.	Avaliação do espectro de fótons-X	45
6.2.	Estudo da distribuição da dose a nível do crânio do médico.....	47
6.2.1.	Avaliação da distribuição da dose a nível do crânio do médico.....	48
6.3.	Estudo de efeito da composição do fantoma na dose depositada.....	50
6.3.1.	Avaliação da dose no fantoma simples vs complexo.	51
6.4.	Estudo de doses em função da posição do médico.	52
6.4.1.	Estudo de deposição de energia em função da posição do médico.	52
6.5.	Estudo de deposição de energia em função das dimensões do paciente.	54
6.5.1.	Estudo de deposição de energia com variação das dimensões do paciente	55
6.6.	Estudo de deposição de energia em função da diferença de potencial	56
6.6.1.	Avaliação da dose em função da diferença de potencial.....	56
6.7.	Estudo de deposição de energia em função da angulação.....	58
6.7.1.	Avaliação da dose em função da angulação	59
7.	As Limitações do Estudo.....	63
8.	Recomendações para Estudos Futuros	65
9.	Conclusões.....	66
10.	Referências Bibliográficas	68
Anexos.....		77
	Anexo I - Ficheiro de geometria da ampola de radiação utilizado para produção do espectro de fótons.	78
	Anexo II - Ficheiro input de simulação do espectro de fótons de 90 kV.....	79
	Anexo III – ficheiro de geometria do fantoma simples	80
	Anexo IV – ficheiro input de simulação de deposição de energia com fantoma simples em configuração PA.	85
	Anexo V Ficheiro de definição de geometria complexa.....	87
	Anexo VI - Ficheiro input de simulação para configuração de acesso femoral.....	95

Índice de Figuras

FIGURA 2. 1 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO PROCESSO DE EXCITAÇÃO (FONTE: ADAPTADO DE: CARROLL, 2011).	5
FIGURA 2. 2 – INTERAÇÃO COM A MATÉRIA - PROCESSO DE IONIZAÇÃO DO ELETRÃO POR SOFT COLLISIONS (BUSHONG, 2016). .	5
FIGURA 2. 3 - PROCESSO DE INTERAÇÃO DOS ELETRÕES COM A MATÉRIA POR HARD COLLISIONS (BUSHONG, 2016).	6
FIGURA 2. 4 - PROCESSO DE INTERAÇÃO DOS ELETRÕES COM A MATÉRIA POR BREMSSTRAHLUNG (BUSHONG, 2016).	6
FIGURA 2. 5 INFLUÊNCIA DOS DIVERSOS PROCESSOS DE INTERAÇÃO DOS FOTÕES COM A MATÉRIA EM FUNÇÃO DA ENERGIA DO FOTÃO E DO NÚMERO ATÔMICO DO MATERIAL (ANDREO <i>ET AL.</i> , 2017).	7
FIGURA 2. 6 - FIGURA ILUSTRATIVA DO PROCESSO DE DISPERSÃO (FONTE: ADAPTADO DE: CARROLL, 2011).....	8
FIGURA 2. 7 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO EFEITO FOTOELÉTRICO (FONTE: ADAPTADO DE: CARROLL, 2011).	8
FIGURA 2. 8 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO EFEITO DE COMPTON (ANTONI & BOURGOIS, 2017).	8
FIGURA 2. 9 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO PROCESSO DE PRODUÇÃO DE PARES (ANTONI & BOURGOIS, 2017).....	9
FIGURA 2. 10 - FONTES DE RADIAÇÃO (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2009).....	10
FIGURA 2. 11 – AÇÃO DIRETA E INDIRETA DA RADIAÇÃO IONIZANTE (E. HALL & GIACCIA, 2019).....	11
FIGURA 2. 12 – FIGURA ILUSTRATIVA DO PRINCÍPIO DA LEI DO QUADRADO DA DISTÂNCIA QUE VARIA COM O QUADRADO DA DISTÂNCIA (CARROLL, 2011).....	18
FIGURA 4.1 - DADOS RELATIVAMENTE AO NÚMERO DE REGISTOS DE INTERVENÇÕES CARDIOVASCULARES REALIZADAS ENTRE 2015-2020, SEGUNDO APIC.....	25
FIGURA 4.2 – DADOS RELATIVAMENTE AO NÚMERO DE IPC REALIZADAS EM 2020 SEGUNDO APIC.	25
FIGURA 4. 3 - DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM FUNÇÃO DA DISTÂNCIA ATÉ À FONTE(MARTIN, 2009).	26
FIGURA 4. 4 - ANGIÓGRAFO E OS SEUS COMPONENTES (1-ARCO EM C COM DETETOR E A FONTE ACOPLADOS, 2 – MESA DE EXAMES, 3-MONITOR, 4- PEDAL DE EXPOSIÇÃO, 5 - CONSOLA DE CONTROLO DA MESA) (SIEMENS, 2014).	27
FIGURA 4. 5 – REPRESENTAÇÃO DE COLIMADORES E SISTEMA DE FILTROS NUM EQUIPAMENTO DE FLUOROSCOPIA (TUBO DE RADIAÇÃO-X, COLIMADORES, FILTROS E DETETOR) (BUSHONG, 2016).	28
FIGURA 4. 6 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DE MODELAÇÃO DO FEIXE DE RADIAÇÃO-X COM UTILIZAÇÃO DE FILTROS ADICIONAIS PARA UM FEIXE DE 100 KEV (BUSHONG, 2016).	28
FIGURA 4. 7 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS PROJEÇÕES REALIZADAS EM CI (BOGAERT, 2008).	29
FIGURA 5. 1 – DADOS DETERMINADOS PELO ALGORITMO DE MONTE CARLO NO TRANSPORTE DE RADIAÇÃO (CHAN & DOI, 1983).....	32
FIGURA 5. 2 - IMAGEM ILUSTRATIVA DO PROGRAMA MATERIAL QUE PERMITE CRIAÇÃO DE FICHEIRO DE MATERIAL DE ENTRE 280 MATERIAIS EXISTENTES NA BASE DE DADOS OU CRIAÇÃO DE NOVOS COMPONENTES.....	34
FIGURA 5. 3 - REPRESENTAÇÃO DO FICHEIRO INPUT PARA DEFINIÇÃO DE SUPERFÍCIES E CORPOS.....	35
FIGURA 5. 4 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DE ALGUMAS SUPERFÍCIES QUÁDRICAS E OS SEUS ÍNDICES (SALVAT ET AL., 2009).	37
FIGURA 5. 5 - REPRESENTAÇÃO DOS VETORES APÓS A APLICAÇÃO DE FUNÇÃO DE ROTAÇÃO SEGUNDO OS ÂNGULOS DE EULER (SALVAT <i>ET AL.</i> , 2009).	37
FIGURA 5. 6 - EXEMPLO DE FICHEIRO INPUT PARA INDICAÇÃO DE TIPO, ENERGIA E DIREÇÃO DAS PARTÍCULAS PRIMÁRIAS.....	38
FIGURA 5. 7 - REPRESENTAÇÃO DOS ÂNGULOS THETA, PHI E ALPHA, PARA DEFINIÇÃO DE DIREÇÃO DA FONTE E A ABERTURA DO FEIXE.	39
FIGURA 6. 1- A GEOMETRIA DA SIMULAÇÃO COM DEFINIÇÃO DO MÉDICO (M), A CABEÇA DO MÉDICO (CM), MEMBROS INFERIORES DO MÉDICO (MIM)P PACIENTE (P), O DETETOR (D) E A LOCALIZAÇÃO DA FONTE (F) E AS RESPECTIVAS DIMENSÕES EM CM DOS CORPOS DEFINIDOS. NOTE-SE AINDA A INDICAÇÃO DO ISOCENTRO (I) E AS DISTÂNCIAS ENTRE O MÉDICO E O PACIENTE E A DISTÂNCIA DO ISOCENTRO (MEIA DISTÂNCIA ENTRE A FONTE E O RECETOR DE IMAGEM).....	41
FIGURA 6. 2 - DESCRIÇÃO DA GEOMETRIA DO TRONCO DO PACIENTE, À ESQUERDA UMA IMAGEM VISUALIZADA EM MODO MATERIAIS QUE PERMITE VER A COMPOSIÇÃO DOS CORPOS (ROXO – TECIDOS MOLES, LARANJA – OSSO E VERMELHO – AR) E À DIREITA IMAGEM VISUALIZADA EM MODO CORPOS, PERMITE VI	42
FIGURA 6. 3 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS LOBOS CEREBRAIS DEFINIDOS PELO UTILIZADOR E AS RESPECTIVAS DIMENSÕES.	43

FIGURA 6. 4 – GEOMETRIA DA AMPOLA DE RADIAÇÃO-X UTILIZADA PARA SIMULAR O ESPETRO DE FOTÕES COM DIFERENTES GEOMETRIAS E OS SEUS COMPONENTES.	44
FIGURA 6. 5 - ESPETRO DE FOTÕES RESULTANTE DE EMBATE DOS ELETRÕES CONTRA UM ÂNODO DE W COM UMA DDP DE 90 kVp A INTENSIDADE REPRESENTADA É A PROBABILIDADE DE OBTER UM FOTÃO PARA CADA UMA DAS ENERGIAS CONSIDERADAS POR CADA ELETRÃO SIMULADO.	45
FIGURA 6. 6 - ESPETROS DE FOTÕES RESULTANTE DE EMBATE DOS ELETRÕES CONTRA UM ÂNODO DE W COM UMA DDP DE 80 kVp, 90 kVp E 100 kVp . A INTENSIDADE REPRESENTADA É A PROBABILIDADE DE OBTER UM FOTÃO PARA CADA UMA DAS ENERGIAS CONSIDERADAS POR CADA ELETRÃO SIMULADO.	46
FIGURA 6. 7 - ESPECTROS DE W DE 90 kVp, A AZUL SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL E A LARANJA COM FILTRAÇÃO DE 3MM DE ALUMÍNIO.	47
FIGURA 6. 8 - GRÁFICO REPRESENTATIVO DE DEPOSIÇÃO DE ENERGIA POR FOTÃO NOS DIFERENTES LOBOS CEREBRAIS DEFINIDOS PELA INVESTIGADORA.....	48
FIGURA 6. 9 – PERCENTAGEM DE DOSE RELATIVA DEPOSITADA EM CADA LOBO CEREBRAL DEFINIDO NA GEOMETRIA. DOSES NORMALIZADAS À DOSE LAE.	49
FIGURA 6. 10 – GRÁFICO REPRESENTATIVO DE DEPOSIÇÃO DA DOSE EM FUNÇÃO DA COMPOSIÇÃO DO FANTOMA (SIMPLES E COMPLEXO), DOSES NORMALIZADAS À DOSE LAE.	51
FIGURA 6. 11 - GRÁFICO REPRESENTATIVO DE DEPOSIÇÃO DE DOSE RELATIVA EM % EM FUNÇÃO DA POSIÇÃO DO MÉDICO EM CONFIGURAÇÃO DE ACESSO RADIAL E ACESSO FEMORAL, DOSES NORMALIZADAS À DOSE LAE.	54
FIGURA 6. 12 - VARIAÇÃO DAS DIMENSÕES DO TÓRAX DO PACIENTE EM FUNÇÃO DE AUMENTO DO RAIOS AP E LATERAL DO PACIENTE ENTRE CONFIGURAÇÃO 1 - IMAGEM A ESQUERDA, CONFIGURAÇÃO 2 - IMAGEM CENTRAL E CONFIGURAÇÃO 3 - IMAGEM DIREITA.	54
FIGURA 6. 13 - GRÁFICO REPRESENTATIVO DE DOSE EM % EM FUNÇÃO DO DIÂMETRO DA GEOMETRIA, DOSES NORMALIZADAS À DOSE LAE.	55
FIGURA 6. 14 – GRÁFICO REPRESENTATIVO DA DOSE RELATIVA EM FUNÇÃO DA VARIAÇÃO DA TENSÃO ENTRE 80 kVp, 90 kVp E 100 kVp, DOSES NORMALIZADAS À DOSE LAE.....	57
FIGURA 6. 15 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS INCIDÊNCIAS ESTUDADAS/REALIZADAS DURANTE A SIMULAÇÃO.....	59
FIGURA 6. 16 - GRÁFICO REPRESENTATIVO DE DEPOSIÇÃO DE DOSE EM FUNÇÃO DA ANGULAÇÃO DO FEIXE PARA DIVERSAS PROJEÇÕES SIMULADAS NESTE ESTUDO. DOSES NORMALIZADAS À DOSE EM POSIÇÃO LATERAL DIREITA.	60
FIGURA 6. 17 – GRÁFICO REPRESENTATIVO DE DOSE APENAS NO LAE EM FUNÇÃO DA ANGULAÇÃO DO FEIXE, NORMALIZADA À 90°LD.....	61

Índice de Tabelas

TABELA 2. 1 – VALORES DE wT PARA DIFERENTES TECIDOS (ADAPTADO DE ICRP, 2007):	15
TABELA 2. 2 – LIMITES DE DOSE PARA TRABALHADORES EXPOSTOS, APRENDIZES E ESTUDANTES (FONTE: ADAPTADO DE MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008A).....	16
TABELA 5. 1 – REPRESENTAÇÃO DE ALGUMAS SUPERFÍCIES QUÁDRICAS E OS SEUS ÍNDICES (SALVAT <i>ET AL.</i> , 2009).	36
TABELA 6. 1 - VALORES DE DEPOSIÇÃO DE ENERGIA POR FOTÃO RESULTANTES DE GEOMETRIA SIMPLES PARA AVALIAR A DIFERENÇAS ENTRE OS 4 SEGMENTOS DEFINIDOS NA GEOMETRIA, A RESPETIVA INCERTEZA ASSOCIADA E A DOSE RELATIVA.....	48
TABELA 6. 2 - VALORES DE DEPOSIÇÃO DE ENERGIA POR FOTÃO RESULTANTES DAS SIMULAÇÕES COM GEOMETRIA SIMPLES E COMPLEXA, A RESPETIVA INCERTEZA ASSOCIADA E A DOSE RELATIVA (DR), NORMALIZADA A DOSE LAE.....	51
TABELA 6. 3 - VALORES DE DEPOSIÇÃO DE ENERGIA POR FOTÃO RESULTANTES DAS SIMULAÇÕES COM VARIAÇÃO DA POSIÇÃO DA GEOMETRIA, A RESPETIVA INCERTEZA ASSOCIADA E A DOSE RELATIVA (DR), NORMALIZADA A DOSE LAE.....	53
TABELA 6. 4 - VALORES DE DEPOSIÇÃO DE ENERGIA POR FOTÃO RESULTANTES DAS SIMULAÇÕES COM VARIAÇÃO DO VOLUME DA GEOMETRIA ENTRE CONFIGURAÇÃO 1, CONFIGURAÇÃO 2 E CONFIGURAÇÃO 3, A RESPETIVA INCERTEZA ASSOCIADA E A DOSE RELATIVA (DR), NORMALIZADA A DOSE LAE.....	55
TABELA 5. 5 - VALORES DE DEPOSIÇÃO DE ENERGIA POR FOTÃO RESULTANTES DAS SIMULAÇÕES COM VARIAÇÃO DA TENSÃO, A RESPETIVA INCERTEZA ASSOCIADA E A DOSE RELATIVA (DR), NORMALIZADA A DOSE LAE.....	57
TABELA 6. 6 - VALORES DE DEPOSIÇÃO DE ENERGIA POR FOTÃO NAS PROJEÇÕES SIMULADAS.	59
TABELA 6. 7 - VALORES DE DEPOSIÇÃO DE ENERGIA POR FOTÃO A NÍVEL DO LAE RESULTANTES DAS SIMULAÇÕES EM FUNÇÃO DA ANGULAÇÃO DO FEIXE, A RESPETIVA INCERTEZA E A DOSE RELATIVA, NORMALIZADA A DOSE LD.	60

Lista de Siglas e Abreviaturas

ALARA – As Low As Reasonably Achievable

Al – Alumínio

AP – Antero-posterior

APA – *American Psychological Association*

APIC – Associação Portuguesa de Intervenção Cardiovascular

CA – Angiografia Digital Coronária

CAE – Controlo Automático de Exposição

CAU – Caudal

CHUA – Centro Hospitalar e Universitário do Algarve

CI – Cardiologia de intervenção

CRA – Cranial

DAP – Produto Dose Área

DDP – diferença de potencial

ESD – Dose Superficial à entrada

ESTeSL - Escola Superior de Tecnologias da Saúde de Lisboa

IAEA - Agencia Internacional de Energia Atómica

ICP – Intervenção Coronária Percutânea

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica

IPL – Instituto Politécnico de Lisboa

LAE – Lobo anterior esquerdo

LAD – Lobo anterior direito

LPD – Lobo posterior direito

LPE – Lobo posterior esquerdo

LAO – Left Anterior Oblique

LE – lateral direito

LD – lateral Esquerdo

LET – Transferência Linear de Energia (“linear energy transfer”)

OAD – Obliqua anterior direita

OAE – Obliqua anterior esquerda

OAD – Obliqua posterior direita

OAE – Obliqua posterior esquerda

PDF – *Probability Distribution Function*

PENELOPE – *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*

NRC – *National Research Council*

NRD – Níveis de referência de diagnóstico

NCRP - *National Council on Radiation Protection*

RAO – *Rigth Anterior Oblique*

RBE – Relação Biológica de Eficácia

RI – Radiologia de Intervenção

TLD – Detetores Termo Luminescentes

UNSCEAR - *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*

1. Introdução

A presente dissertação de mestrado foi realizada com o objetivo de obtenção de grau de Mestre em Tecnologias de Física Médica pela Escola Superior de Tecnologias da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa (ESTeSL, IPL).

1.1. Problema de Investigação

O presente trabalho consiste na avaliação de dose a nível do crânio do médico intervencionista em procedimentos de cardiologia de intervenção através de uma simulação física, o “*PENELOPE*”, que consiste num programa de código computacional que recorre a simulações de Monte Carlo. O Monte Carlo é um algoritmo de simulação baseado num modelo de interação que combina bases de dados numéricas com modelos de secções eficazes analíticas para os diferentes mecanismos de interação da radiação.

Nesta investigação recriou-se as condições técnicas de uma intervenção em hemodinâmica, com simulação do paciente e do médico intervencionista recorrendo a um fantoma virtual constituído por diferentes tecidos, e das condições físicas envolventes, como a mesa de exames, equipamento de produção de radiação-x e recriação de todas as condições resultantes de observação de procedimentos de cardiologia de intervenção *in vivo*.

A simulação permitiu quantificar a deposição de energia a nível do crânio do médico intervencionista e estudar a sua distribuição, os resultados obtidos foram comparados com a literatura disponível e com estudos existentes na área.

1.2. Justificação da Pertinência do Problema

A Radiologia de Intervenção é uma especialidade que utiliza radiação-x para obtenção de dados e informação anatómica e funcional de diversos órgãos, nomeadamente, cérebro, vasos sanguíneos, coração, fígado, rins, entre outros e permite realizar procedimentos diagnósticos e terapêuticos com técnicas minimamente invasivas (Santos *et al.*, 2013).

O aumento de procedimentos de intervenção, aumento de exposição profissional dos profissionais e acentuação de doses resultantes têm vindo a alertar vários investigadores para as condições de segurança e de proteção contra as radiações, a monitorização e o controlo das doses de profissionais expostos, bem como para o

aparecimento de efeitos estocásticos resultantes de exposição prolongada (UNSCEAR, 2010).

Os longos tempos de escopia e as elevadas doses de radiação emitida durante os procedimentos de cardiologia de intervenção resultam em dose mais elevada nos profissionais de saúde envolvidos. O médico intervencionista, quer pela localização próxima do doente, quer por realizar esses procedimentos repetidamente, está sujeito às doses mais elevadas dentro da equipa cirúrgica (Santos *et al.*, 2013).

As lesões ortopédicas, as lesões cutâneas, as lesões oculares como as cataratas, as doenças da tiroide e as lesões cancerígenas estão descritas como algumas das consequências de exposição prolongada à radiação. Morbilidades secundárias ou indiretas, também são encontradas, nomeadamente, a ansiedade/depressão, a hipercolesterolemia, a hipertensão (Andreassi *et al.*, 2016).

A radiação ionizante é definida como uma possível causa ambiental de cancro cerebral. Apesar de não existir evidência forte de casualidade devido ao limitado tamanho da amostra, pouco *follow-up* dos profissionais e escassez de investigação dedicada na área, vários estudos têm sugerido o cancro do cérebro como uma doença profissional em médicos de cardiologia de intervenção (Picano *et al.*, 2012).

Surgimento de lesões cancerígenas a nível do crânio e do pescoço tem sido registado em médicos intervencionistas e criado várias preocupações na saúde ocupacional, a prevalência de lesões à esquerda, ou seja, no lado mais próximo da irradiação do paciente, tem sido a descoberta mais marcante nestes estudos (Roguin *et al.*, 2012), (Roguin *et al.*, 2013), (Reeves *et al.*, 2015). Estes factos tornam pertinente a realização de estudos sobre a distribuição de dose a nível do crânio dos médicos intervencionistas (Picano *et al.*, 2012).

Os estudos que têm sido realizados apresentam algumas limitações importantes, um tamanho da amostra reduzido, um tempo de manifestação de efeitos variável ou insuficiente, a falta de *follow-up* e realização de exames periódicos de rastreio para deteção de lesões (Roguin *et al.*, 2013). Existem outros fatores que impossibilitam a correlação direta entre o surgimento de lesões e a exposição ocupacional, a utilização de meios de proteção contra as radiações ser dependente de adesão dos profissionais, dificuldade na monitorização de dose em alguns procedimentos e quantificação de dose total recebida pelos profissionais ao longo da vida (Marsh, 2016).

As dificuldades na monitorização e os métodos limitados de medição de dose têm remetido para a utilização de simulações de Monte Carlo e estudos de distribuição de dose em fantasmas virtuais. Vários estudos de Monte Carlo têm sido realizados para avaliação de condições de trabalho dos profissionais, estimar a dose de radiação recebida nos

pacientes e nos profissionais de saúde. Estas simulações permitem contemplar diversos parâmetros técnicos e obter estimativas para diferentes órgãos e zonas anatómicas, bem como simular diversos procedimentos que utilizam a radiação-x, tal como foi realizado nos estudos de (Bhar *et al.*, 2021), (Yap *et al.*, 2021) e (Siiskonen *et al.*, 2007).

No estudo de (Ferrari *et al.*, 2020) foi realizada uma avaliação de influência de diferentes parâmetros técnicos, nomeadamente, os kVp, o campo de exposição e a angulação do feixe, entre outros, na dose recebida pelos médicos intervencionistas, foi realizada a quantificação de dose a nível do cérebro porém não foi realizado o estudo de distribuição, como tal, torna-se pertinente a realização dos estudos de Monte-Carlo para avaliação de dose em procedimentos de intervenção, e neste caso em particular, para avaliar se existe a diferença de deposição de energia entre o lado direito e o lado esquerdo do cérebro do médico intervencionista, para investigar as questões despertadas pelos relatos de patologia.

2. Enquadramento Teórico

Este enquadramento teórico pretende introduzir os principais conceitos, princípios físicos envolvidos na observados na presente investigação, as principais bases teóricas e conceptuais relevantes para a concretização dos objetivos estabelecidos neste trabalho.

2.1. Radiação-x

As ondas sonoras e eletromagnéticas apresentam diversas aplicações a nível de imagem diagnóstica. A radiação eletromagnética inclui ondas de diferentes comprimentos, frequência e energia, entre estas, as ondas rádio, micro-ondas, luz visível, luz ultravioleta, raios γ e a radiação-x (International Atomic Energy Agency, 2010).

Em contexto clínico, as ondas têm diversas aplicações, nomeadamente em diagnóstico por radiação-x (Tomografia Computorizada, Radiologia Convencional, Fluoroscopia, Angiografia, Mamografia, Ortopantomografia e Densitometria Óssea) e também são utilizadas no diagnóstico por Ressonância Magnética e Ultrassonografia.

A radiação-x é um tipo de ondas eletromagnéticas de alta energia (comprimento de onda curto e elevada frequência) capaz de ionizar as células e provocar efeitos biológicos nas mesmas. Esta radiação, em contexto clínico, é produzida através de aceleração de eletrões com elevada diferença de potencial, contra um material de elevada densidade atómica com elevado ponto de fusão. Devido a processos de interação dos eletrões com a matéria a energia cinética destes é convertida em fotões de elevada energia (Bushong, 2016). Ao interagir com os átomos do alvo a radiação pode provocar dois processos, a excitação dos eletrões e a ionização. A absorção da radiação depende essencialmente da composição do alvo e também da energia dos fotões incidentes.

No processo de excitação, a energia do fotão incidente é transferida para os eletrões das camadas energéticas do átomo, ocorre subida nas camadas energéticas sem ocorrer a ionização (Figura 2.1). Deste processo resulta apenas produção de calor (Carroll, 2011).

O processo de ionização consiste no arrancamento de um ou mais eletrões da nuvem eletrónica. Após a ionização do eletrão de uma camada mais interna do átomo, ocorre o preenchimento da lacuna por um eletrão de uma camada mais externa, havendo libertação de energia igual à diferença de energia entre as camadas em forma de um fotão (Carroll, 2011).

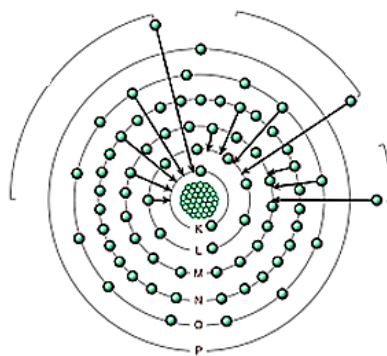


Figura 2. 1 - Imagem ilustrativa do processo de excitação (Fonte: Adaptado de: Carroll, 2011).

Podem ocorrer 3 tipos de interação dos elétrons com a matéria que levam à produção de radiação-x (Dewji & Hertel, 2019):

- *Soft Collisions*: ocorre interação por forças de Coulomb que resulta num pequeno desvio da partícula em relação à sua trajetória original, transferência de baixa energia para a orbital que pode causar excitação ou ionização de um elétron (Figura. 2.2)

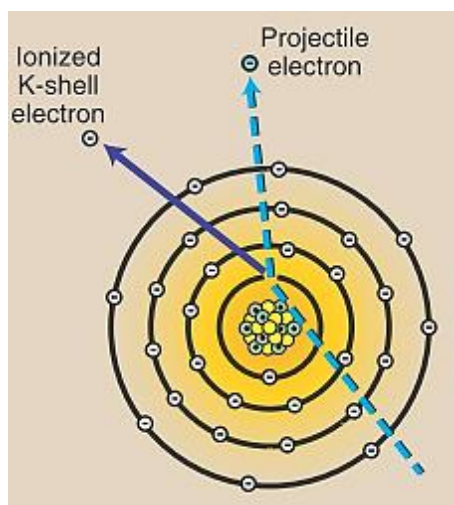


Figura 2. 2 – interação com a matéria - Processo de ionização do elétron por Soft Collisions (Bushong, 2016).

- *Hard Collisions*: o elétron incidente interage diretamente com a nuvem de elétrons o que causa ionização de uma das camadas mais internas com formação de uma lacuna. Um elétron de uma camada superior rapidamente preenche essa lacuna com emissão de um fóton de energia igual às diferenças de energias das duas camadas. Esta diferença de energia entre as camadas é característica do material irradiado, e por isso dá-se o nome de radiação característica a esses fótons (Figura. 2.3).

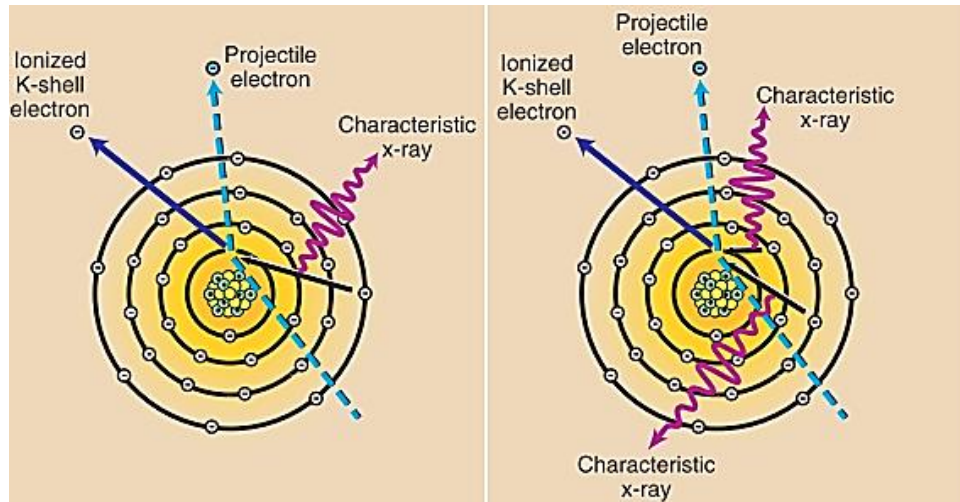


Figura 2.3 - Processo de interação dos elétrons com a matéria por Hard Collisions (Bushong, 2016).

- Bremsstrahlung: A radiação de *Bremsstrahlung* é produzida quando existe interação do elétron projetado com o campo nuclear do átomo que compõe o alvo, ocorre a desaceleração dos elétrões e perda de energia cinética dos mesmos e a liberação de altas energias em forma de fótons (Bushong, 2016). Quanto mais perto do núcleo passar o elétron, maior é a travagem e maior energia é libertada (Figura 2.4).

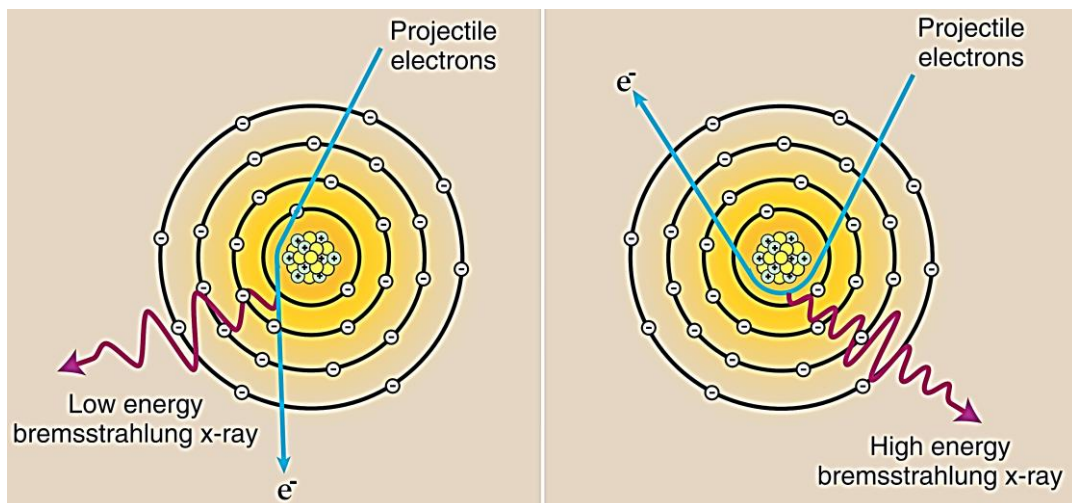


Figura 2.4 - Processo de interação dos elétrons com a matéria por Bremsstrahlung (Bushong, 2016).

As interações não se limitam ao alvo e ocorrem também entre os fótons produzidos e o material alvo irradiado.

A imagem em Radiologia é obtida através de representação de fótons com diferentes energias que resultam de diferenças de coeficientes de atenuação do tecido ou material penetrado. À medida que o feixe penetra no material os fótons podem atravessá-lo sem interagir, ser dispersos ou absorvidos. O número de fótons que atravessa um

determinado material sem interagir vai contribuir para formação da imagem diagnóstica, diminui exponencialmente com a espessura do material, ou seja, obedece à lei de atenuação exponencial, dada por equação seguinte (equação 2.1):

$$I = I_0 e^{-\mu x} . \quad (2.1)$$

Nesta equação, I_0 é a intensidade inicial do feixe, I é a intensidade à saída de uma camada de um dado material de espessura x , e μ é coeficiente de atenuação linear do material. Este coeficiente depende da energia do feixe de fótons incidente, do número atômico e de massa dos átomos constituintes do tecido (Figura 2.5) (Bushong, 2016). O efeito fotoelétrico é predominante para energias baixas (abaixo de cerca de 100 keV) e para todos os tipos de materiais. À medida que a energia cresce, o efeito de Compton torna-se predominante (entre cerca de 0,1 à 1 MeV). Acima de energias com 1,022 MeV ocorre o efeito de produção de pares, este torna-se predominante em energias acima de alguns MeV e em tecidos com número atômico elevado (Tauahata *et al.*, 2014) (Figura 2.5).

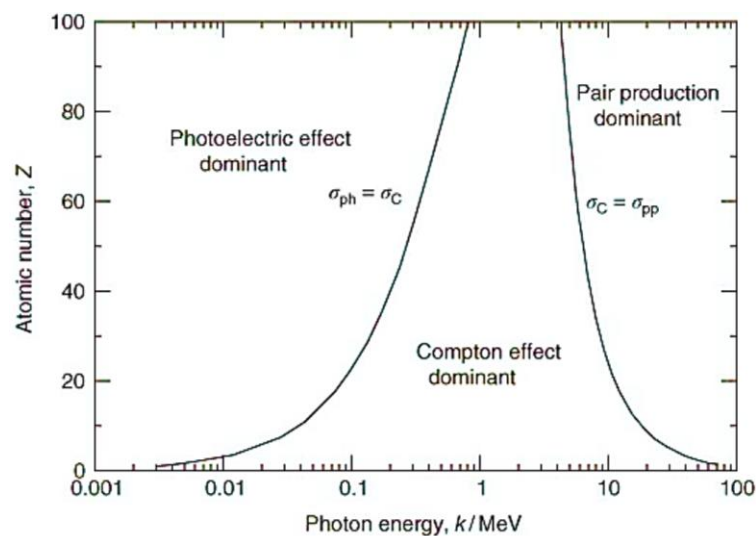


Figura 2. 5 influência dos diversos processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material (Andreo *et al.*, 2017).

As principais interações da radiação com a matéria ocorrem na forma de dispersão de Rayleigh (elástica), de efeito fotoelétrico, de efeito Compton e de produção de pares.

- Dispersão de Rayleigh: consiste na interação entre o fóton de baixas energias e o átomo, não se verificam perdas de energia por se tratar de um processo elástico, apenas a alteração da direção em relação à direção inicial (Bushong, 2016) (Figura 2.6).

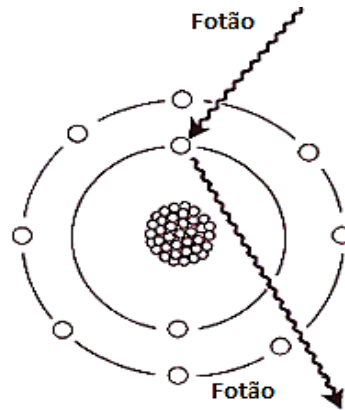


Figura 2. 6 - Figura ilustrativa do processo de Dispersão (Fonte: Adaptado de: Carroll, 2011).

- Efeito fotoelétrico: o fóton inicial incide sobre o átomo, arranca um elétron da sua camada e produz um fotoelétrão com direção diferente da direção do fóton incidente (Bushong, 2016) (Figura 2.7).

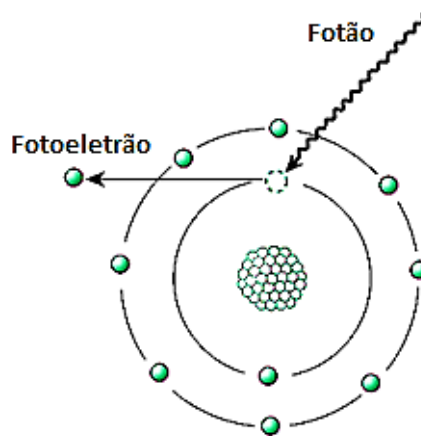


Figura 2. 7 - Imagem ilustrativa do efeito Fotoelétrico (Fonte: Adaptado de: Carroll, 2011).

- Efeito de Compton: consiste numa colisão entre o fóton incidente e um elétron, com alteração da trajetória e diminuição da energia do fóton incidente (Bushong, 2016) (Figura 2.8).

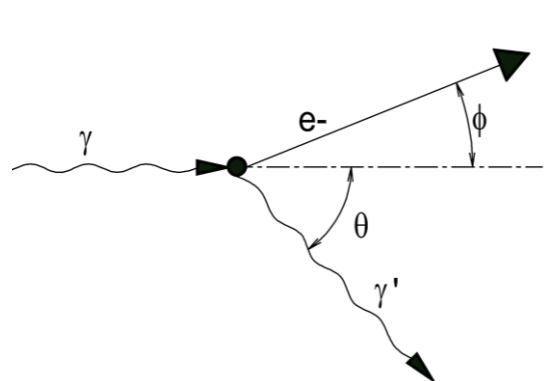


Figura 2. 8 - Imagem ilustrativa do Efeito de Compton (Antoni & Bourgois, 2017).

- Produção de pares: ao utilizar fótons com energia elevada (1,02 MeV) ocorre a interação do fóton com o campo elétrico nuclear do átomo, sendo que o fóton emitido dá origem a um par elétron-positrão (Figura 2.9). Este processo é utilizado em exames por PET em medicina nuclear (Bushong, 2016).

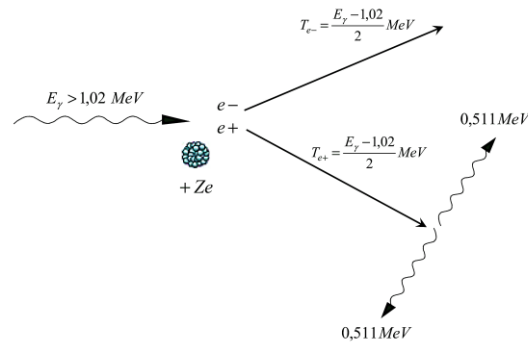


Figura 2. 9 - Imagem ilustrativa do processo de Produção de Pares (Antoni & Bourgois, 2017).

- Fotodesintegração: ocorre com energias na ordem de 10 MeV e consiste na absorção do fóton pelo núcleo e a desintegração do mesmo com a libertação de fragmentos nucleares (Bushong, 2016).

Os processos descritos resultam da interação da radiação-x com a matéria e produzem radiação dispersa, prejudicial à imagem diagnóstica. Os dois últimos processos não se aplicam à técnicas de imagem por radiação-x estudadas nesta investigação, por envolver energias demasiado elevadas.

2.1.1. Fontes da radiação ionizante

A radiação ionizante resulta de diversas fontes, estas podem ser divididas em fontes naturais e artificiais. Mais de 50% da exposição resulta das fontes naturais, tais como, a radiação cósmica (5%), as fontes terrestres (3%), os radionuclídeos (37%), a comida, a água e o corpo humano (Figura 2.10) (International Atomic Energy Agency, 2010).

A exposição à radiação de origem artificial resulta de produção nuclear de energia, dos testes nucleares e da radiação produzida para fins diagnósticos e terapêuticos (International Atomic Energy Agency, 2010). Dentro de exposição médica e diagnóstica, 49% da exposição resulta dos exames de Tomografia Computorizada, 26% de Medicina Nuclear, 14% de fluoroscopia de intervenção e apenas 11 % de radiologia convencional e

fluoroscopia convencional (National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009).

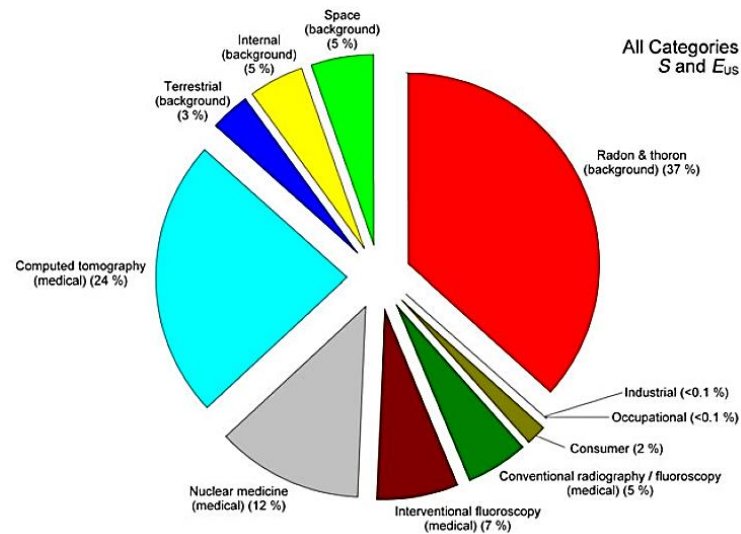


Figura 2. 10 - Fontes de radiação (National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009).

Relativamente à exposição ocupacional, a área médica é considerada a mais exposta (39%), seguida de aviação (38%), energia nuclear (8%), indústria e comércio (8%), educação e investigação (4%) e governamental e militar (3%) (National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009).

A exposição à radiação causa efeitos biológicos a nível celular e dos tecidos.

2.2. Efeitos biológicos e a sua classificação

A radiação -x, pela sua capacidade de elevada penetração e capacidade de ionização dos eletrões causa danos a nível celular, estes danos podem ser classificados em efeitos diretos e indiretos (Figura 2.11). As interações físicas da radiação tornam o átomo muito reativo, provocam perda de energia e podem causar ionização e excitação dos átomos e quebras nas ligações químicas na cadeia de ADN (International Atomic Energy Agency, 2010).

Os efeitos diretos causam danos diretos, tais como quebra na cadeia de ADN e consistem na absorção da radiação e interações diretas do fóton com a célula e seus componentes essenciais (E. Hall & Giaccia, 2019).

Os efeitos indiretos caracterizam-se pela produção de radicais livres que consistem numa molécula cuja estrutura química sofreu alterações devido à ionização e libertação de um ião, tornando-se, assim, instável. Esses radicais são altamente reativos e

interagem com moléculas vizinhas produzindo alterações no ADN (Antoni & Bourgois, 2017).

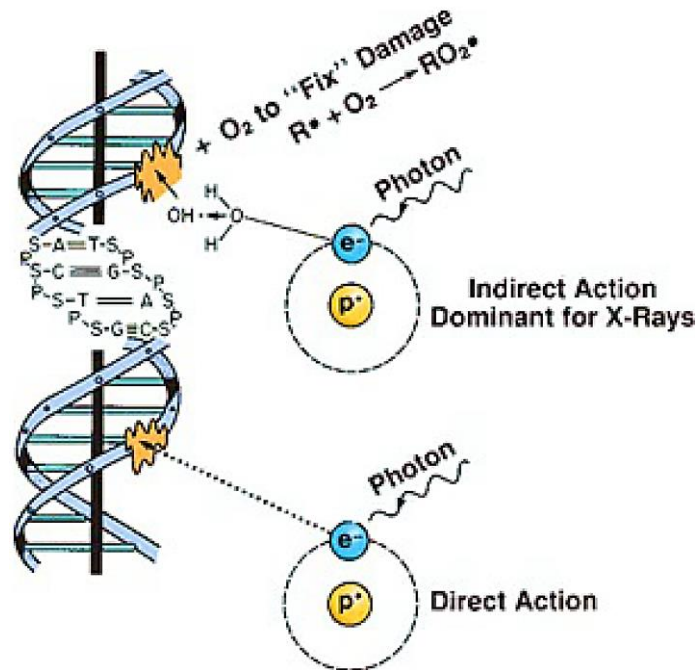


Figura 2. 11 – Ação direta e indireta da radiação ionizante (E. Hall & Giaccia, 2019)

A radiação-x utilizada no diagnóstico por fluoroscopia utiliza energias baixas e não causa lesões diretas mas produz ionização das células e liberação de radicais livres que reagem com células vizinhas e produzem danos nos tecidos (E. Hall & Giaccia, 2019).

O período entre a ocorrência da exposição e a manifestação de efeitos biológicos é variável, pode levar horas, dias, meses, anos ou gerações e depende da dose de radiação depositada, a relação entre a transferência linear de energia (LET) e Relação Biológica de Eficácia (RBE) (Antoni & Bourgois, 2017). Efeitos biológicos que resultam da morte celular ocorrem horas ou dias depois. Já no caso de lesões oncogénicas, a manifestação de efeitos poderá chegar a demorar cerca de 40 anos. Em lesões mutagénicas, que levam a alterações hereditárias, as manifestações poderão ocorrer apenas em gerações seguintes (E. Hall & Giaccia, 2019).

O efeito da radiação ionizante e a capacidade de sobrevivência ou multiplicação das células pode ser dividido em efeitos determinísticos e efeitos estocásticos.

2.2.1. Efeitos Determinísticos

Os efeitos determinísticos consistem nas lesões que resultam de doses de exposição à radiação elevadas e a severidade/gravidade do efeito depende da dose

recebida. Os efeitos não são imediatos, ocorrem dias ou semanas após a exposição (Antoni & Bourgois, 2017). A maior parte dos tecidos são afetados pela perda de algumas células, mas quando a quantidade de células perdida é significativa ocorre perda de função do tecido ou órgão.

A probabilidade de lesão após exposição à baixa dose é nula e esta aumenta com o aumento da dose (E. Hall & Giaccia, 2019). Exemplos de efeitos determinísticos incluem: diminuição de células sanguíneas, eritema, epilação, fibrose, atrofia, infertilidade (Sureka & Armpilia, 2017).

2.2.2. Efeitos Estocásticos

No caso dos efeitos estocásticos, as células sofrem modificação no ADN após a exposição à radiação mas mantêm-se viáveis. A severidade dos efeitos é independente da dose de radiação, mas a probabilidade da sua ocorrência aumenta com o aumento da dose (E. Hall & Giaccia, 2019). As lesões poderão ocorrer anos depois – há relatos de casos de leucemia em indivíduos expostos em Hiroshima e Nagasaki 7 anos após a exposição e há mais de 40 anos após para outros tipos de cancro. Lesões mutagénicas e hereditárias também podem ocorrer (Antoni & Bourgois, 2017). O período de latência dos sintomas é variável, está estimado um período de 1-5 anos para leucemia, 10-20 para cancro da tiroide e outros tumores sólidos (pulmão, cérebro, fígado, colon, etc.) com 20 ou mais anos (Sureka & Armpilia, 2017).

2.3. Proteção e Segurança Radiológica

De modo a prevenir e minimizar os efeitos da radiação existem normas e princípios fundamentais de proteção e segurança radiológica utilizados em contexto clínico, de forma a minimizar a exposição à radiação ionizante e a legislação em vigor que estabelece as normas de proteção, os limites de dose e a classificação dos trabalhadores profissionalmente expostos à radiação em diferentes categorias consoante o risco à exposição dos mesmos.

2.3.1. Princípios Fundamentais da Proteção Radiológica

Segundo o Decreto-Lei 180/2002, a exposição à radiação para fins diagnósticos ou terapêuticos deve proceder-se tendo em conta os princípios de proteção radiológica. Deve-se evitar a utilização de aparelhos produtores de radiações ou materiais radioativos,

salvo se essa utilização for justificada pelas vantagens que daí advêm para o indivíduo e otimizar a proteção e segurança contra radiações, de forma que a exposição do indivíduo seja tão pequena quanto possível para obtenção dos resultados esperados. Assim, a exposição às radiações ionizantes deve ser realizada apenas se o benefício for superior aos riscos, com a otimização da dose e da proteção contra a radiação, utilizando baixas doses de radiação sempre que praticável.

2.3.2. Legislação

Devido aos riscos associados existe em vigor legislação relativa a proteção e segurança radiológica contra as radiações ionizantes.

Vários decretos lei e outras normativas regularizaram o quadro regulador de proteção radiológica em Portugal, assente em várias diretivas europeias, nomeadamente, as Diretivas 89/618/Euratom, de 1989, 90/641/Euratom, de 1990, 96/29/Euratom e 97/43/Euratom, de 1996, e 2003/122/Euratom, de 2003, que estabeleciam as normas e ações que visam a proteção radiológica de pessoas expostas à radiação, de profissionais expostos, bem como o estabelecimento de limites de dose.

Decreto-Lei n.º 108/2018 – transpõe para a legislação nacional a Diretiva 2013/59/Euratom, do Conselho, de 5 de dezembro de 2013, que fixa as normas de segurança de base relativas à proteção contra os perigos resultantes da exposição à radiações ionizantes. É aplicável a todas as práticas que envolvam a exposição à radiação ionizante, seja em contexto ocupacional, à exposição pública, à exposição médica, em exposições planeadas, existente ou de emergência, em particular ao fabrico, produção, tratamento, manipulação, eliminação, utilização, armazenamento, detenção, transporte, importação e exportação de material radioativo; ao fabrico e exploração de equipamentos elétricos, que emitam radiações ionizantes e que contêm componentes que funcionam com uma diferença de potencial superior a 5 kV.

O presente decreto-lei, cria quadro regulador e define uma autoridade competente, a Agência Portuguesa do Ambiente, I. P. (APA, I. P.) para o desempenho das funções reguladoras previstas na Diretiva e assegurar o reconhecimento dos serviços de dosimetria e dos especialistas em proteção contra as radiações. Define ainda os princípios gerais da proteção contra as radiações e os limites de dose para os membros do público, os trabalhadores expostos, das trabalhadoras grávidas, puérperas e lactantes e dos aprendizes e estudantes. Define ainda as grandezas e unidades de avaliação da exposição à radiação.

2.3.3. Grandezas e Unidades

A lesão celular é a principal consequência das reações bioquímicas induzidas pela radiação ionizante. Esta pode ser quantificada através de diferentes grandezas, medidas em diferentes pontos e em unidades próprias:

Exposição: é uma medida de radiação que expressa a concentração de radiação incidente num ponto específico no ar. Corresponde à quantidade de iões produzidos numa massa de ar. Esta grandeza está definida para ar e não permite descrever a dose nos tecidos. A exposição é medida em C/kg (International Atomic Energy Agency, 2010):

$$X = \frac{dq}{dm}, \quad (2.2.)$$

em que, X corresponde a exposição, dq representa a quantidade de carga ou iões originados pela radiação na massa de ar dm .

Dose absorvida (D): a dose de radiação corresponde à energia absorvida, em Joule, por unidade de massa, em kg, expressa em Gray (1Gy=1J/kg)(Antoni & Bourgois, 2017).

Produto Dose Área (DAP): corresponde ao integral da exposição à superfície, permite quantificar a energia depositada numa área e é medida em Gy*cm². Obedece a lei do inverso do quadrado e pode ser calculado através de:

$$DAP = D \times A \quad (2.3.)$$

Dose Superficial à Entrada (ESD): consiste na dose absorvida no ar, medida num ponto à entrada de um determinado objeto e pode ser medida pelos detetores de radiação.

Dose Equivalente (H): é o produto entre a dose absorvida (D) e o fator de qualidade da radiação (w_R) e é expresso em unidades Sievert (Sv). Normaliza os efeitos biológicos da mesma dose para diferentes radiações. A dose equivalente é calculada através de seguinte equação (Smith, 2000).

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}, \quad (2.4.)$$

em que w_R corresponde ao fator de qualidade da radiação e depende do valore de transferência linear de energia.

Dose Efetiva (E): é uma medida de radiação que relaciona a dose recebida pelo doente e o risco de desenvolver efeitos estocásticos (E. J. Hall *et al.*, 2000). Expressa o risco no ser humano considerando a sensibilidade de todos os órgãos e tecidos face à radiação (International Atomic Energy Agency, 2010). A dose efetiva pode ser calculada segundo a equação (Smith, 2000).

$$E = \sum w_T H_T \quad (2.5.)$$

em que w_T corresponde ao fator de ponderação tecidual, a tabela que se segue apresenta os valores de w_T para diferentes tecidos (tabela 2.1) (International Commission on Radiological Protection, 2007).

Tabela 2.1 -- Valores de w_T para diferentes tecidos (Adaptado de ICRP, 2007):

Tecido	w_T	Tecido	w_T
Medula óssea	0.12	Peito/seios	0.05
Cólon	0.12	Fígado	0.05
Pulmão	0.12	Tiroide	0.05
Estômago	0.12	Esófago	0.05
Gônadas	0.8	Pele	0.01
Bexiga	0.05	Ossos	0.01

2.3.4. Classificação de Trabalhadores, Aprendizes e Estudantes

Segundo a Diretiva 2013/59/Euratom e a legislação em vigor, o trabalhador exposto é pessoa submetida durante o desempenho da sua atividade profissional, por conta própria ou de outrem, à uma exposição decorrente de práticas abrangidas pela legislação, suscetíveis de resultar numa dose superior a qualquer um dos limites de dose fixados para os membros do público (Presidência do Conselho de Ministros, 2019). Segundo o mesmo, é definido como aprendiz a pessoa que recebe formação ou instrução numa entidade com vista ao exercício de competências específicas.

Para efeitos de monitorização e vigilância dos trabalhadores, devem considerar - se duas categorias diferentes de trabalhadores expostos (Presidência do Conselho de Ministros, 2019) e os limites de dose estabelecidos:

- Categoria A – os trabalhadores expostos suscetíveis de receberem uma dose efetiva superior a 6 mSv por ano, ou uma dose equivalente superior a 15 mSv por ano para o cristalino do olho ou superior a 150 mSv por ano para a pele e as extremidades dos membros;
- Categoria B – os trabalhadores expostos não classificados como trabalhadores expostos da categoria A. Os estudantes com idade entre 16 e 18 anos estão classificados na categoria B.

2.3.5. Limites de Dose

A tabela 2.2. representa os limites de dose para trabalhadores expostos, aprendizes e estudantes estabelecidos na legislação de acordo com a sua categoria.

Tabela 2. 2 – Limites de dose para trabalhadores expostos, aprendizes e estudantes (Fonte: Adaptado de Ministério da Saúde, 2008a).

	Trabalhadores	Estudantes idade <18 anos	Estudantes idade = ou > 18 anos
Dose E	20 mSv / ano, APA, I.P. pode autorizar uma dose E de 50 mSv num mesmo ano, desde que a dose média anual ao longo dos 5 anos < 20 mSv.	6 mSv / ano	20 mSv / ano, APA, I.P. pode autorizar uma dose E de 50 mSv num mesmo ano, desde que a dose média anual ao longo dos 5 anos < 20 mSv.
Dose H para o cristalino	20 mSv/ ano ou de 100 mSv / 5anos, sem exceder 50 mSv num ano	15 mSv / ano;	20 mSv/ ano ou de 100 mSv / 5anos, sem exceder 50 mSv num ano
Dose H para a pele	500 mSv / ano;	150 mSv por ano.	500 mSv por ano;
Dose H para as extremidades	500 mSv / ano;	150 mSv por ano.	500 mSv por ano;

2.3.6. Monitorização de Dose

Os trabalhadores expostos são sistematicamente monitorizados com base em medições individuais efetuadas por um serviço de dosimetria reconhecido pela autoridade competente, sob a responsabilidade de um profissional sujeito à obrigação de sigilo

profissional ou por outra pessoa igualmente sujeita a uma obrigação de confidencialidade (Presidência do Conselho de Ministros, 2019):

- Para trabalhadores de categoria A, a monitorização por dosimetria individual deve ter uma periodicidade mensal;
- Para trabalhadores de categoria B, a monitorização por dosimetria individual deve ter uma periodicidade, no máximo, trimestral.

Os registos da monitorização individual de cada trabalhador, tais como, os resultados das medições que possam ter sido utilizados para estimar os resultados ou das avaliações das doses efetuadas na sequência do controlo de condições no local de trabalho, são disponibilizados ao titular ou, no caso dos trabalhadores externos, à entidade empregadora.

2.3.7. Barreiras e Técnicas de Proteção Radiológica

A maior parte da exposição à radiação nos profissionais resulta da radiação dispersa originada no paciente. Controlando a mesma é possível reduzir a dose recebida pelos profissionais de saúde (Miller *et al.*, 2010).

O aparecimento de efeitos biológicos causados pela radiação ionizante pode ser controlado através do estabelecimento de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD). Os NRD são níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico fixados para procedimentos padrão em grupos de pacientes de tamanho médio ou em modelos-padrão. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas (Direção-Geral Ambiente Segurança Nuclear e Proteção Civil, 1999).

Em procedimentos de radiologia convencional ou de fluoroscopia, o NRD deveria ser superior à mediana ou ao valor médio das doses medidas dos pacientes ou das doses de um modelo-padrão, pelo que parece apropriado o nível do 75.º percentil (Direção-Geral Ambiente Segurança Nuclear e Proteção Civil, 1999). O percentil 75, corresponde ao ponto em que 75% dos dados encontra-se abaixo desse valor.

A utilização de barreiras e técnicas de proteção contra radiação é essencial durante procedimento de radiologia de intervenção, estas permitem reduzir a dose nos profissionais expostos aos limites aceitáveis (Miller *et al.*, 2010).

Durante os procedimentos deve-se (IAEA & Informations System on Occupational Exposure in Medicine Industry and Research, n.d.):

- utilizar os biombo suspensos e as proteções individuais como: os aventais de chumbo, os óculos protetores, o colar para a tireoide, as luvas protetoras, as viseiras e as toucas de proteção;
- minimizar os tempos de exposição e aumentar a distância entre o operador e a fonte de radiação ionizante, sempre que possível;
- manter a ampola debaixo da mesa e nas incidências com angulação colocar-se do lado do detetor, utilizar as técnicas de colimação do feixe e as técnicas de redução de dose, utilizar a técnica de escopia pulsada e evitar as técnicas de magnificação;
- utilizar corretamente os dispositivos de monitorização de dose e nas regiões anatómicas estabelecidas;

Uma vez que todas as fontes de radiação têm uma distribuição isotrópica, a sua intensidade obedece à lei do inverso do quadrado, sendo que, segundo esta lei, a intensidade diminui com o quadrado da distância (Figura 2.11). Ou seja, se a uma distância de um metro a intensidade corresponder a uma dose de 1 Gy, ao duplicar a distância a intensidade reduz-se com o inverso do quadrado da distância, e neste caso, 2^2 vai corresponder a uma redução de 4 vezes e vai resultar numa dose de 0,25 Gy (formula 2.5).

$$\frac{I_0}{I} = \frac{d^2}{d_0^2} \quad (2.6)$$

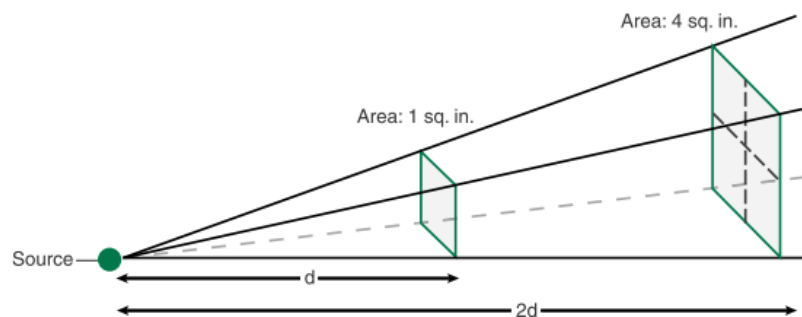


Figura 2. 12 – Figura ilustrativa do princípio da lei do quadrado da distância que varia com o quadrado da distância (Carroll, 2011).

Esta lei aplica-se às fontes diretas, sendo que no caso da radiação dispersa, a radiação avaliada no presente estudo, esta relação é aplicada para distâncias superiores a um metro.

A utilização das barreiras e de técnicas de proteção permite reduzir a dose de radiação nos trabalhadores profissionalmente expostos e conseqüentemente, reduzir a probabilidade de desenvolvimento de efeitos secundários.

3. Revisão de Literatura

Este capítulo consiste numa revisão de trabalhos e obras científicas sobre o tema a investigar. Constitui também a base teórica para a elaboração do presente trabalho.

3.1. Estado da Arte

A exposição à radiação em contexto médico, aumentou em 33% no período entre 1980 e 2006. Este aumento deve-se a uma maior frequência de solicitação e realização de exames diagnósticos e procedimentos terapêuticos com radiação ionizante e avanços tecnológicos ocorridos nesse período (NCRP, 2009).

A radiação-x é um tipo de radiação ionizante que atua por ação indireta, produz radiólise da água e libertação de radicais livres que reagem com as células e causam danos nos tecidos biológicos. O período entre a exposição e a manifestação de efeitos biológicos é variável. Os efeitos biológicos que resultam da morte celular podem ocorrer horas ou dias depois. Já no caso de lesões estocásticas, nomeadamente oncogénicas, a manifestação de efeitos poderá demorar até, aproximadamente 40 anos, e em caso de lesões mutagénicas, que levam a alterações hereditárias, as manifestações poderão ocorrer apenas em gerações seguintes (E. Hall & Giaccia, 2019) tal como foi descrito no capítulo 2.1.2.

As recomendações de proteção radiológica consideram que os efeitos estocásticos podem ser induzidos por qualquer dose, inclusive dose devido a radiação natural e são sempre tardios. Entre os efeitos estocásticos encontram-se lesões carcinogénicas e lesões hereditárias (Carroll, 2011).

Vários estudos epidemiológicos descrevem o desenvolvimento de cancro como consequência de exposição à radiação ionizante. Os relatos incluem lesões após exposição única à elevadas doses de radiação, tal como acontece com os sobreviventes de ataques e acidentes nucleares expostos a elevadas doses de radiação, as lesões após tratamentos com radioterapia e exposições crónicas à baixas doses de radiação (Linet *et al.*, 2012).

Estudos com abordagens laboratoriais, investigação de resposta biológica em animais e estudos *in vitro*, follow-up de indivíduos expostos em tratamentos de radioterapia e em exames diagnósticos, têm sido realizados para estimar o risco de desenvolvimento de cancro resultante de exposição à radiação ionizante.

Publicações como: “*Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation*”(National Research Council, 2006); “*Attributing health effects to radiation exposure and*

inferring risks” (UNSCEAR, 2012) e “*Health effects of low doses of radiation : perspectives on integrating radiation biology and epidemiology*” (National Council on Radiation Protection and Measurements, 2015); resultaram da necessidade de estimar o risco de desenvolvimento de lesões cancerígenas e não cancerígenas após a exposição à radiação ionizante. Outras instituições, nomeadamente, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), o Comitê Científico das Nações Unidas sobre Efeitos de Radiação Atômica e Agencia Internacional de Energia Atômica (IAEA) têm desenvolvido projetos na mesma área (Mccoll *et al.*, 2015).

Os problemas associados a exposição a radiação em contexto profissional têm sido valorizados nos serviços de Radiologia, Radioterapia e Medicina Nuclear, mas existem profissionais de outras áreas, tais como especialidades cirúrgicas, que recorrem à utilização de fluoroscopia para avaliação de diversos procedimentos (Oliveira *et al.*, 2009) e que apresentam menos formação e sensibilização para a proteção radiológica e efeitos biológicos da radiação ionizante.

A crescente preocupação com proteção dos pacientes e também dos trabalhadores levou à realização de estudos de monitorização de dose e de caracterização das condições de trabalho em que são realizados os procedimentos com apoio da radiação e também para estimar o risco de desenvolvimento de efeitos adversos. Uma vez que a exposição às fontes artificiais é realizada em ambientes controlados torna-se possível a sua monitorização.

O Chow, obteve diversos dados através de aplicação de um questionário piloto acerca de perceção do risco, aplicado a cirurgiões, onde questionou o conhecimento do risco, utilização de imagem por fluoroscopia e utilização de equipamentos de proteção (Chow *et al.*, 2015). Quanto à perceção de risco, 41% dos questionados consideraram apresentar risco moderado de formação de cataratas, 20% indicaram a opção de risco elevado e 22% dos participantes responderam não apresentar formação suficiente para estimar o risco de desenvolver cataratas. Quanto ao conhecimento de risco, 45% dos cirurgiões declararam desconhecer que a radiação ionizante pode provocar cataratas e 75% declararam não ter conhecimento sobre os limites de dose de exposição máxima anual. Quando questionados sobre a utilização de proteção ocular, 91% dos participantes responderam não utilizar as respetivas proteções (Chow *et al.*, 2015).

A proximidade dos médicos intervencionistas da fonte de emissão de radiação e tempos longos de aquisição são as principais causas de exposição profissional (Koukorava, Carinou, Ferrari, Krim, & Struelens, 2011). A cardiologia de intervenção tem sido vista como especialidade com mais riscos e maiores exposições à radiação ionizante associados a sua prática profissional (Jackson, 2012). Segundo o NCRP, esta

especialidade representa 28% de todos os procedimentos de fluoroscopia e observa-se uma relação-dose por doente mais alta do que nos restantes procedimentos. Podemos observar que apesar de a especialidade de cardiologia apresentar cerca de ¼ de procedimentos de intervenção, esta contribui com 53% para a dose efetiva coletiva uma vez que apresenta um elevado numero de procedimentos e doses elevadas por procedimento a contribuir para a dose coletiva (National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009).

No estudo de Faulkner *et al.*, (2000), relatos de efeitos determinísticos a nível do cristalino foram registados nos profissionais de saúde que foram submetidos à baixas doses de radiação secundária. Após a avaliação das salas de intervenção constatou-se existirem biombos de proteção suspensos mas devido a uma falha na proteção existiu exposição a nível ocular e as lesões relatadas são consistentes com exposição à radiação ionizante.

Relatos demonstram que os profissionais expostos à radiação ionizante nos procedimentos cardiovasculares guiados por fluoroscopia apresentam um risco aumentado de desenvolver diversas complicações, nomeadamente, as lesões ortopédicas, as cataratas, as lesões cutâneas e o cancro (Andreassi *et al.*, 2016). O risco de desenvolvimento de cancro relacionado com exposição ocupacional continua ser a principal preocupação dos investigadores.

Vários estudos têm sido realizados para estimar a dose de radiação nos médicos intervencionistas e em equipas cirúrgicas utilizando as simulações de Monte Carlo (Ferrari *et al.*, 2016)(Siiskonen *et al.*, 2007)(Siiskonen *et al.*, 2008)(Santos *et al.*, 2013). Uma estimativa de dose no médico intervencionista e enfermeira instrumentista em função de posição da ampola de radiação-x durante procedimentos de radiologia de intervenção através de uma simulação de Monte Carlo foi realizada por Santos *et al.*, (2014). Geometrias 3D e fantomas virtuais próprios (Cassola *et al.*, 2010) foram utilizadas para simular o paciente, o médico intervencionista e a enfermeira. Os parâmetros técnicos do espectro de radiação-x e de aquisição radiográfica, a distância foco-filme, o ângulo do efeito anódico, a filtração do feixe, o tamanho do campo de exposição, a altura da mesa, a configuração da sala, o posicionamento do paciente entre outros fatores, foram definidos com base nas referências na literatura. Nesse estudo observou-se que os coeficientes de conversão para dose equivalente mais altos foram registados em procedimentos de angiografia coronária e em projeção ântero-posterior (AP), ou seja, com a fonte localizada por cima da mesa de intervenção, o que contraria as recomendações da IAEA referidas no capítulo 2.1.3.

Num estudo de Santos *et al.*, (2015), intitulado “*Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology*” foi realizada uma simulação de um procedimento de intervenção, com e sem cortinas de proteção, com as condições técnicas o mais próximas de uma situação real, nomeadamente, as condições do feixe, a filtração do feixe e o ângulo do ânodo. Foram utilizados fantasmas computacionais próprios para simular o paciente e o médico intervencionista, fantasmas esses designados por MASH (Cassola *et al.*, 2010). O coeficiente de conversão de DAP (*dose area product*) para o kerma e a dose efetiva no médico foram obtidos através dos resultados das simulações para diferentes projeções e posições do arco em C. Como resultados observou-se que a utilização de cortinas de proteção pode resultar numa redução de 358% no coeficiente de conversão de dose e as projeções que produzem mais exposição no médico são a lateral (LAT90°), a cranial (CRAN30°) e a caudal (CAUD30°). Nestas projeções a ampola encontra-se por cima da mesa o que resulta em mais radiação dispersa na zona central e torácica do operador (Santos *et al.*, 2015).

Os recentes relatos e os artigos científicos sobre a incidência de patologias cerebrais e do pescoço em médicos intervencionistas em cardiologia têm aumentado a preocupação em termos de proteção radiológica e incentivado a pesquisa para determinar as possíveis causas, investigar as condições de trabalho e as doses a que médicos cardiologistas estão sujeitos (Roguin & Bartal, 2016). A localização de lesões tumorais tem sido reportada principalmente à esquerda (85% das lesões) sendo coincidente com o lado mais próximo do intensificador de imagem durante os procedimentos cardíacos (Roguin *et al.*, 2013).

Com intuito de avaliar a exposição a nível do crânio e do cristalino, estudos dosimétricos com diferentes tipos de monitorização têm sido desenvolvidos. Em Reeves *et al.*, (2015) avaliaram a exposição à radiação no crânio de um médico intervencionista de cardiologia e o efeito das toucas de proteção de sulfato de bário/ bismuto em procedimentos de intervenção guiados por fluoroscopia através de colocação de 6 Detetores Termo Luminescentes (TLD) (3 no interior e 3 no exterior da proteção) em 3 localizações diferentes (lado esquerdo, centro e lado direito) a nível do crânio do médico intervencionista. A partir dos resultados obtidos concluiu-se que a exposição é superior do lado esquerdo e que as proteções reduzem a dose a nível do crânio. Como tal, a utilização deste tipo de proteções é recomendada pelo autor deste estudo.

Através de uma simulação de Monte Carlo, foi quantificada a dose a nível da cabeça e dos olhos do operador em cada projeção através da simulação de um procedimento de cardiologia de intervenção. Os diferentes tipos de acesso vascular (radial e femoral) foram

considerados na simulação, bem como as diferentes configurações das proteções e as condições técnicas. Dos resultados obtidos concluiu-se que a utilização de óculos de proteção reduz para 1/10 a dose de exposição, as cortinas de proteção são eficazes na proteção mas a utilização incorreta resulta na maior exposição profissional. A projeção Lateral e a AP resultam na maior exposição do operador uma vez que a fonte de radiação encontra-se do lado do operador e a radiação incidente é dispersa na direção do operador (Ferrari *et al.*, 2016).

No estudo de avaliação de dose no cérebro do médico em procedimentos de radiologia de intervenção – avaliação dos valores dos coeficientes de conversão por KAP (Ferrari *et al.*, 2020), realizou-se uma simulação de Monte-Carlo de um procedimento de intervenção com os parâmetros tipicamente utilizados e em 4 projeções diferentes. Não se verificou diferença nos coeficientes de conversão por KAP entre os lados direitos e esquerdo do cérebro do médico intervencionista principal, porém, essa diferença é acentuada no médico assistente que encontra-se à esquerda do médico principal (posição do médico em procedimentos de cardiologia de intervenção).

Vários outros estudos, entre estes (Mcvey, 2006), (Alzimami, 2018) e (Abdul Aziz *et al.*, 2020), avaliaram a dose nos profissionais em função de diferentes parâmetros técnicos, nomeadamente os kVp, a filtração interna do feixe, o tamanho do campo de exposição, a composição do fantoma e a posição do operador através de simulação de Monte-Carlo. Observou-se que existe uma redução de dose com redução de kVp utilizados nas simulações, tal como a aplicação de filtração e técnicas de colimação permitem reduzir a dose nos profissionais.

4. Radiologia de Intervenção

A radiologia de intervenção é uma especialidade da área da radiologia que combina diversas técnicas de apoio imagiológico para guiar as intervenções diagnósticas, terapêuticas e cirúrgicas (Gunderman, 2006). A técnica de apoio mais utilizada é a fluoroscopia, que combina a aquisição de imagem por emissão de radiação ionizante e um intensificador de imagem que recebe a radiação e transforma a mesma em uma imagem. Esta técnica permite a monitorização de intervenções em tempo real, sujeitando assim o doente e a equipa de intervenção a radiação (Ballinger & Frank, 2003).

Esta técnica engloba diversos procedimentos, entre estes (Whitley *et al.*, 2005):

- Cardiologia de intervenção
 - Cirurgia ortopédica de correção, não traumática
 - Cirurgia ortopédica pós-traumática
 - Urologia de intervenção;
 - Colangiografia intraoperatória;
- entre outras.

4.1. Cardiologia de intervenção

A cardiologia de intervenção (CI) é uma das subespecialidades da RI que procura diagnosticar e tratar lesões nas artérias coronárias através de imagens de fluoroscopia. A doença aterosclerótica coronária em 2012 foi considerada como uma das principais causas de morte nos Estados Unidos. A diminuição da mortalidade têm sido conseguida através de avanços tecnológicos e terapêuticos nesta área que permitem realizar os procedimentos de forma minimamente invasiva e assim reduzir o risco de infeção, o tempo de recuperação dos doentes, realizar procedimentos em doentes com elevados riscos anestésicos associados. Estes métodos apresentam assim várias vantagens clínicas e terapêuticas e uma alternativa aos procedimentos cirúrgicos (Grech, 2018).

A CI engloba diversos tipos de procedimentos guiados por fluoroscopia, entre estes, a angiografia digital coronária (CA), intervenção coronária percutânea (ICP), implantação de válvula aórtica trans-cateter, valvuloplastia, colocação de pacemakers (PM) e de aparelhos cardioversores desfibriladores implantáveis (AICD), entre outros.

Considerando as doses de radiação, os níveis mais elevados têm sido descritos em procedimentos estruturais/valvulares, seguido de PCI, procedimentos diagnósticos

como por exemplo CA e por fim, procedimentos para colocação de PM ou AIDC (Sciahbasi *et al.*, 2017).

Em Portugal, segundo a Associação Portuguesa de Intervenção Cardiovascular (APIC), a CI tem apresentado uma tendência crescente, representa um aumento significativo de 34% entre 2007-2013, com tendência crescente até à data. As ICP cresceram 70% desde 2004 (Pereira *et al.*, 2015), observou-se que em 2020 foram realizadas cerca de 14190 PCI (Figura 4.1) das quais 3838 primárias por enfarte agudo do miocárdio e as restantes por outras indicações clínicas e intervenção eletiva (Figura 4.2) (Sociedade Portuguesa de Cardiologia, 2021).

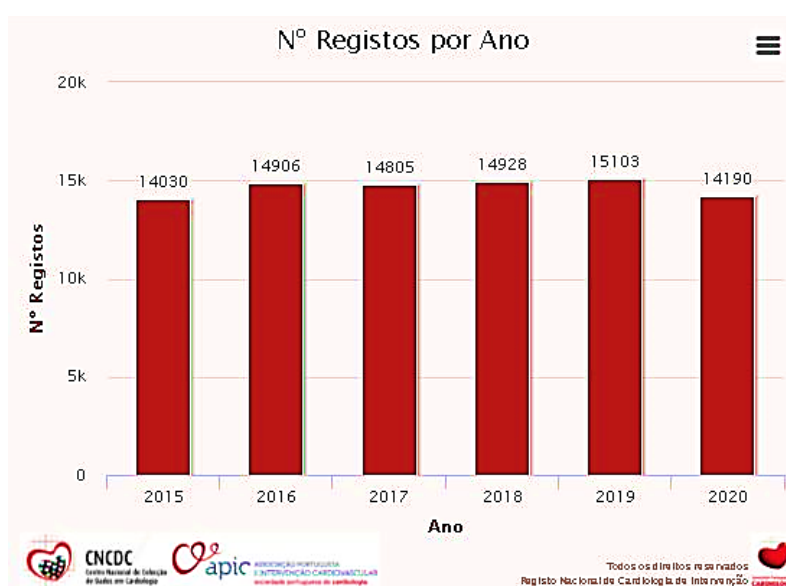


Figura 4.1 - Dados relativamente ao número de registos de intervenções Cardiovasculares realizadas entre 2015-2020, segundo APIC.

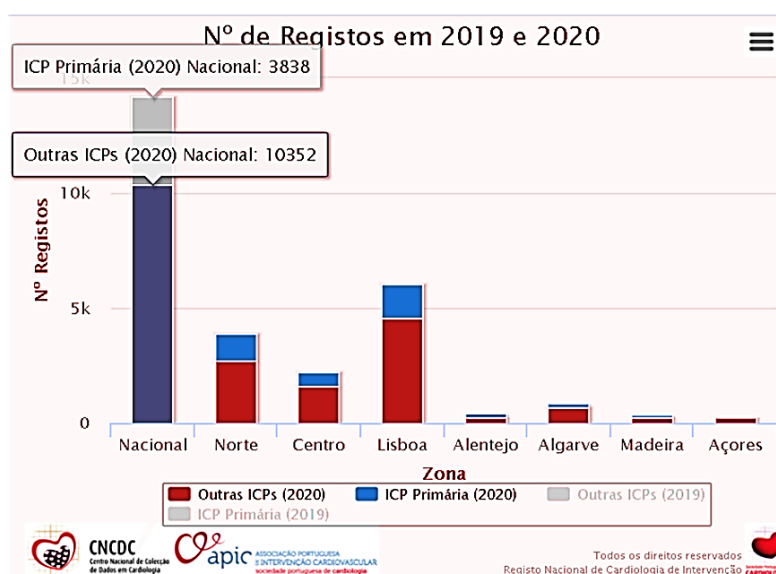


Figura 4.2 – Dados relativamente ao número de IPC realizadas em 2020 segundo APIC.

A punção radial tem sido a preferencial entre as intervenções realizadas, com um total de 79,3%, 15% de acesso femoral e 5,7% indicam outro tipo de acesso (Figura 4. 3) (Sociedade Portuguesa de Cardiologia, 2021).

A utilização de acesso radial distal apresenta algumas vantagens em relação ao acesso femoral, nomeadamente menor incidência de eventos hemorrágicos mas apresenta maior tempo de procedimento, de tempo de fluoroscopia e dose no paciente (Zukowski *et al.*, 2014), (Andrade *et al.*, 2015).

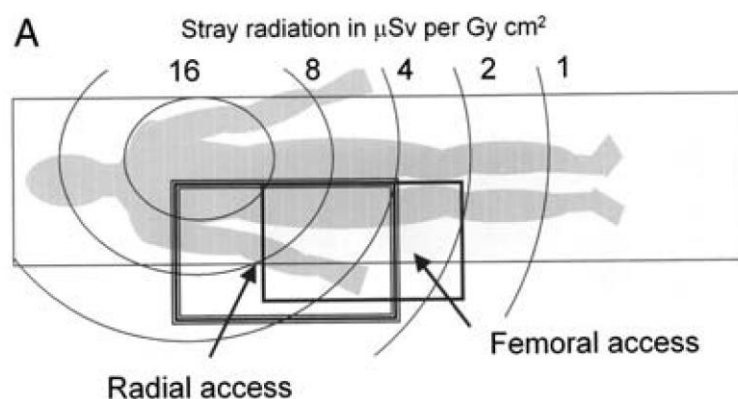


Figura 4. 3 - Distribuição de dose em função da distância até à fonte(Martin, 2009).

A dose recebida pelos profissionais de saúde resulta de uma combinação de vários parâmetros, nomeadamente a posição do médico em relação ao angiógrafo utilização de equipamentos de proteção individual (EPI), utilização de barreiras e proteções suspensas, parâmetros técnicos, o procedimento realizado e a experiência do operador (Martin, 2009).

Apesar de diversas vantagens, a exposição dos profissionais de saúde aumenta significativamente com utilização de acesso radial, nos procedimentos diagnósticos esse aumento corresponde a quase 100%, valores de dose de $64 \pm 55 \mu\text{Sv}$ para abordagem radial e $32 \pm 39 \mu\text{Sv}$ no femoral enquanto nos PCI é de 50% ($166 \pm 188 \mu\text{Sv}$ no acesso radial e $110 \pm 115 \mu\text{Sv}$ no femoral) (Lange, 2006). Notem-se as grandes incertezas manifestas nas barras de erro destes resultados, bastante frequentes na literatura deste tópico.

Para realização deste tipo de intervenções e procedimentos, o equipamento de produção de radiação deve apresentar alguns parâmetros técnicos específicos.

4.1.1. Angiógrafo

O equipamento de angiografia é constituído por vários componentes, nomeadamente, um braço em C e coluna rotativa, uma ampola de radiação-x, conjunto de

colimadores e filtros, detetor plano, uma mesa de suporte móvel para o doente, manípulos e controlo do equipamento e da mesa e um sistema de visualização com um ou vários monitores acoplados (Figura 4. 4)(Carroll, 2011).

De acordo com as recomendações da AIEA, a fonte de radiação encontra-se por baixo da mesa e o detetor por cima, as imagens adquiridas surgem no monitor localizado ao lado da mesa de exames, de modo a ser visualizado de frente pelo médico intervencionista (IAEA, 2014a). A consola e pedais de comando estão localizados juntos ao médico para permitir fácil controlo e manipulação do equipamento.

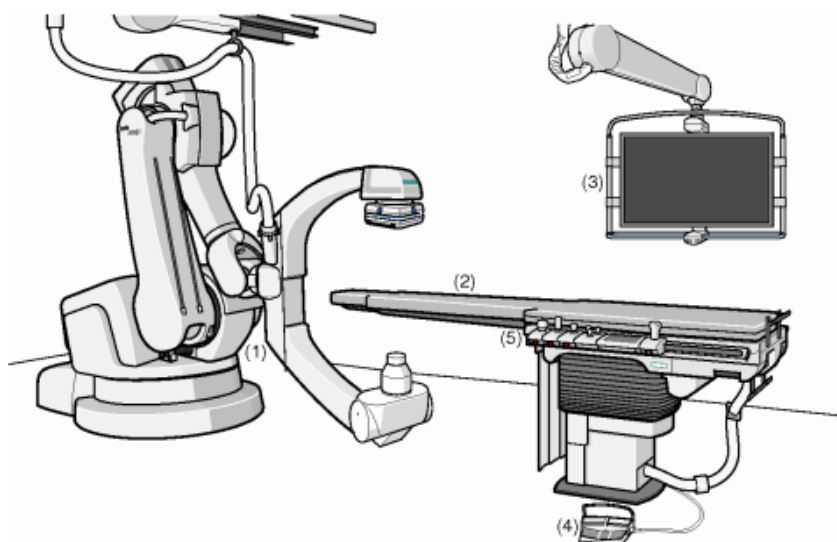


Figura 4. 4 - Angiógrafo e os seus componentes (1-arco em C com detetor e a fonte acoplados, 2 – mesa de exames, 3- monitor, 4- pedal de exposição, 5 - consola de controlo da mesa) (Siemens, 2014).

O sistema de colimação é um dos constituintes do equipamento, localizado à saída da ampola de produção de radiação-x e permite limitar o feixe e reduzir o campo de exposição (Figura 3.5). Quanto menor a área irradiada, menor é a dose de radiação recebida pelo paciente, menos radiação dispersa resulta do paciente e menor dose é recebida pelos profissionais expostos (Bushong, 2016).

Os equipamentos de fluoroscopia têm um conjunto de filtros integrado (alumínio e/ou cobre) usados para absorver fótons de baixa energia antes que cheguem ao paciente (Figura 4. 5). Estes fótons não têm energia suficiente para atravessar o doente sem sofrer absorção, pelo que não contribuem para imagem diagnóstica apenas para aumento de dose e ruído na imagem (Bushong, 2016).

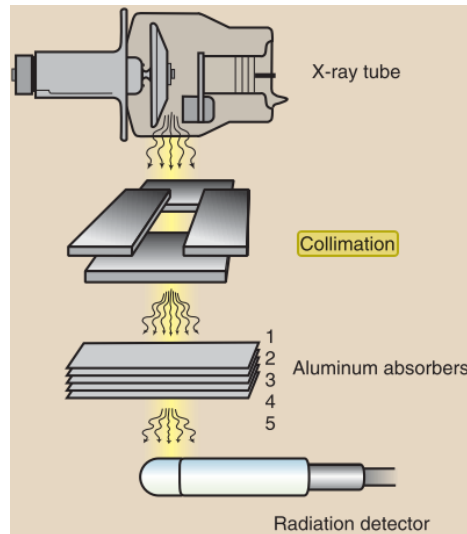


Figura 4. 5 – Representação de colimadores e sistema de filtros num equipamento de fluoroscopia (tubo de radiação-x, colimadores, filtros e detetor) (Bushong, 2016).

Os filtros absorvem os fótons de baixa energia causando alterações sobre o espectro inicial de radiação, como tal a energia efetiva do feixe e a capacidade de penetração aumentam mas a sua intensidade diminui (Figura 4. 6) (Bushong, 2016). Esta diminuição de intensidade é compensada automaticamente pelo sistema de controlo automático de exposição (CAE) que controla o débito de dose através de ajuste de corrente (mA) e voltagem (kVp). Desta forma a variação das projeções e ângulos de aquisição que resultam na diferença de atenuação é compensada pelo sistema que mantém a exposição “ideal” e proporciona imagens com qualidade diagnóstica (Morrell, 2010).

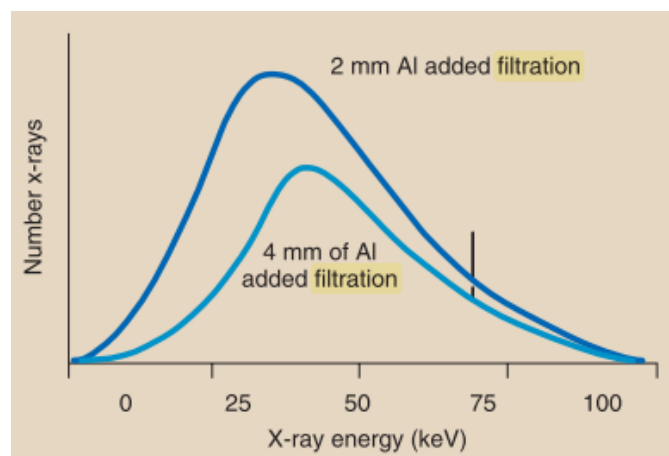


Figura 4. 6 - Representação gráfica de modelação do feixe de radiação-x com utilização de filtros adicionais para um feixe de 100 keV (Bushong, 2016).

Na parte superior do equipamento, na outra extremidade do arco em C existe um detetor de imagem, composto por um detetor digital plano com uma matriz de transístores associado à eletrónica que converte os fótons-x em sinais eléctricos com os quais se produz

uma imagem digital. Estes sistemas vieram substituir os intensificadores de imagem constituídos por uma placa fluorescente que ao interagir com fótons produz luz, sistema de captação e intensificação de luz que posteriormente é convertida em sinal elétrico e permite formar uma imagem.

Angiografia é uma técnica que permite diferentes formas de obtenção de imagem: imagem dinâmica (escopia) e imagem estática (grafia). A imagem dinâmica permite aquisição de imagem com exposição relativamente baixa, pode ser realizada em modo contínuo ou pulsado. Quanto menor for o número de pulsos, menor será a dose administrada ao doente (IAEA, 2014b). A maioria dos equipamentos permite aquisição entre 1-30 *frames/s*. As imagens de escopia são utilizados para guiar os procedimentos, nomeadamente a progressão de cateteres ou outros dispositivos até ao local/região pretendidos, sendo a avaliação diagnóstica e terapêutica realizada em modo de grafia que resulta em exposições superiores.

A geometria do tubo de raios-X e do recetor de imagem é descrita por ângulos em planos traçados relativamente ao paciente – plano sagital e plano transversal (Figura 4. 7). O plano sagital corresponde ao eixo ao longo do comprimento do paciente, enquanto o plano transversal é perpendicular ao plano sagital.

Os ângulos de projeção vão indicar a posição do recetor de imagem em relação ao paciente. Quando o recetor de imagem se inclina para a esquerda ou para a direita ao longo do plano transversal obtemos a projeção oblíqua anterior esquerda (*Left Anterior Oblique- LAO*) e a projeção oblíqua anterior direita (*Rigth Anterior Oblique- RAO*). Quando o recetor de imagem se inclina em direção à cabeça ou aos pés do paciente, os planos obtidos são designados por cranial (CRA) e caudal (CAU) (Bogaert, 2008).

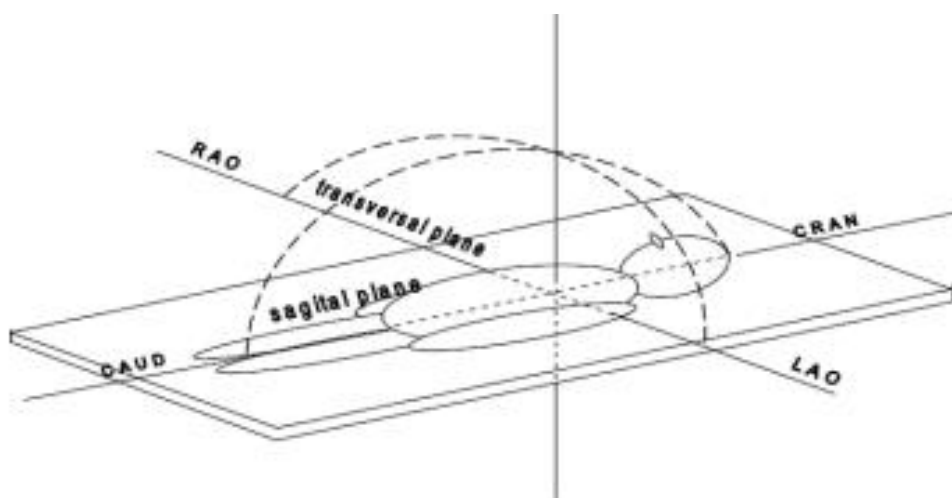


Figura 4. 7 - Representação gráfica das projeções realizadas em CI (Bogaert, 2008).

O risco associado a exposição nesta técnica resulta de elevados tempos de exposição e da aquisição de várias grafias com doses equivalentes às praticadas em Radiologia Convencional. O elevado número de imagens estáticas ou *frames* por segundo, adquiridas ao longo dos procedimentos, combinado com elevados tempos de exposição à fluoroscopia, poderá causar danos físicos no paciente (eritema, epilação, queimaduras) e aumentar a dose nos profissionais de saúde (Carroll, 2011).

A exposição nos profissionais de saúde resulta da proximidade da fonte da radiação ionizante, ou então, em caso de radiologia de intervenção, a colocação das mãos sobre o feixe primário de radiação (Le Heron *et al.*, 2010).

5. Simulação de Monte Carlo

A simulação de Monte Carlo é um algoritmo de resolução de problemas que envolvem processos estatísticos de eventos com probabilidade estocástica. A simulação de um modelo probabilístico consiste na geração de mecanismos estocásticos e, em seguida, na observação do fluxo de números aleatórios resultante do modelo ao longo do tempo. São realizadas várias simulações com objetivo de obter aproximações numéricas de funções complexas de uma variável de interesse (Paula, 2014).

Os avanços tecnológicos, aumento de capacidade de processamento dos computadores, acessibilidade na aquisição de computadores permitiu uma evolução, crescente de algoritmos de Monte Carlo a nível matemático, financeiro, em engenharia e física e outras áreas de interesse que procuram estimar a probabilidade de ocorrência de um evento (Bellezzo, 2014).

A técnica de Monte Carlo envolve alguns componentes primários necessários a qualquer tipo de simulação (Yoriyaz, 2009):

- funções de densidade de probabilidade.
- gerador de números aleatórios - são baseados em algoritmos matemáticos que geram números, cujas ocorrências obedecem a uma aleatoriedade, e que simulam a verdadeira aleatoriedade encontrada na natureza.
- técnicas de amostragem – uma vez conhecidas as funções que caracterizam os processos físicos do fenómeno em estudo e tendo um algoritmo de geração de números aleatórios, é possível desenvolver técnicas de amostragem que fazem a conexão entre as funções de probabilidade e os números aleatórios.
- secções eficazes – em simulações de interação de radiação com a matéria, as funções de densidade de probabilidade são determinadas pelo conhecimento das secções eficazes (totais e diferenciais) dos diversos processos físicos.

O método de Monte Carlo é uma técnica estabelecida para simular processos de irradiação e grandezas físicas relacionadas com a proteção radiológica. Para estimar o transporte de radiação, este utiliza números aleatórios e funções de distribuição de probabilidade para determinar a energia, posição e direção das partículas ao atravessar um meio, o tipo de interação física e deposição de energia das mesmas (Figura 5. 1) (Chan & Doi, 1983).

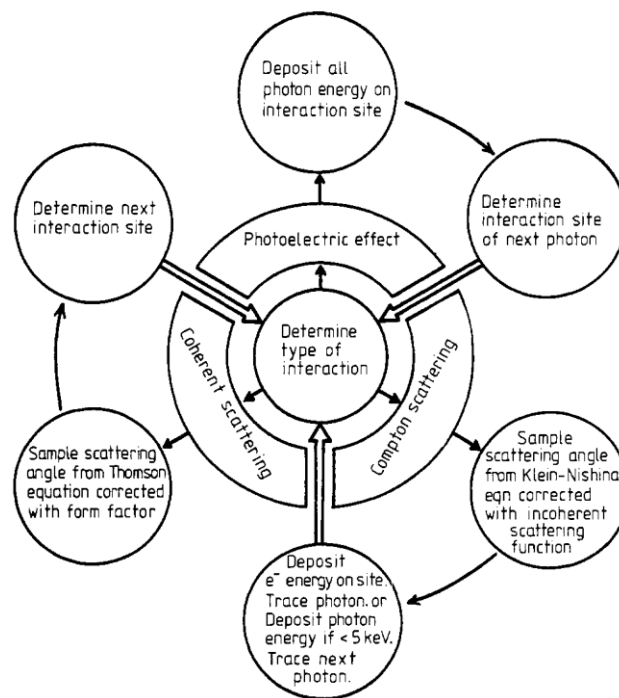


Figura 5. 1 – Dados determinados pelo Algoritmo de Monte Carlo no transporte de radiação (Chan & Doi, 1983).

O método de Monte Carlo tornou-se indispensável para cálculo de doses absorvidas e doses efetivas, e outras grandezas de interesse, na dosimetria com fontes externas como com fontes internas. As aplicações do método têm-se estendido para a avaliação de dose em procedimentos diagnósticos e estudos sobre qualidade de imagem, na determinação de parâmetros dos feixes de radiação produzidos em LINACS e na determinação da distribuição de dose em pacientes durante os tratamentos com radioterapia (Yoriyaz, 2009).

Dentre os programas computacionais de transporte de radiação existentes baseados no método de Monte Carlo destacam-se o MCNP6, o PENELOPE, e o GEANT4. Estes programas foram desenvolvidos e aperfeiçoados ao longo de décadas de pesquisas na área e hoje são amplamente usados na área de física médica e radioproteção (Bellezzo, 2014).

No presente estudo de Estimativa de Dose de Radiação a nível do Crânio do Médico Intervencionista em Procedimentos de Hemodinâmica – estudo de Monte Carlo, será utilizado o programa PENELOPE, apresentado no subcapítulo que se segue e detalhado mais ao pormenor com descrição de algumas funcionalidades utilizados e dos procedimentos realizados.

5.1. PENELOPE

O programa PENELOPE (“PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons”), utiliza o método de Monte Carlo para simular o transporte da radiação e fornece resultados quantitativos acerca da interação da radiação com a matéria. O algoritmo permite simular as interações de fótons, elétrons e pósitrons com o meio material, definir geometrias com diversos graus de complexidade e tem uma extensa base de dados de propriedade de meios materiais, na gama de energias entre 50 eV e 1 GeV (Salvat *et al.*, 2009).

As partículas de altas energias sofrem múltiplas interações ao penetrarem na matéria, transferem energia para o meio e as partículas secundárias são geradas até ocorrer perda de energia. O PENELOPE permite simular essas interações até as partículas atingirem uma energia mínima definida pelo utilizador (*cutoff energy*). A sequência de interações múltiplas origina uma cascada de acontecimentos designadas por *showers*. A descrição detalhada dos acontecimentos é essencial em diversos campos de investigação para obtenção de resultados viáveis, particularmente na área de dosimetria e de radioterapia.

O algoritmo de simulação é baseado num modelo que combina dados numéricos e analíticos de colisões para os diferentes tipos de interação e o transporte de fótons é simulado pelo método convencional, detalhado, uma vez que apresenta menos interações do que as restantes partículas simuladas (Salvat *et al.*, 2009).

O PENELOPE é uma das sub-rotinas FORTRAN que contém as informações de transporte das partículas. Para além deste, existem o PENGGEOM.f, que contém sub-rotinas de geometria; PENVARED.f que executa os métodos de redução variacional e TIMER.f, que gere o tempo de simulação. O PENGGEOM permite simular as interações de uma única partícula em cadeia através do método “*stopping and restarting a track*”, o trajeto da partícula é interrompido sempre que ocorre cruzamento entre interfaces dos módulos ou corpos e as interações reiniciam no novo meio, o que permite avaliar o transporte de partículas simuladas e quantificar a energia depositada em cada módulo.

Com o PENGGEOM é possível simular qualquer material composto por módulos homogéneos delimitados por superfícies quádricas até um total de 5,000 módulos e 10,000 superfícies. A definição das geometrias é realizada segundo o sistema cartesiano de coordenadas $x = (1, 0, 0)$, $y = (0, 1, 0)$, e $z = (0, 0, 1)$ e pode ser monitorizada através de aplicações *gview2d* e *gview3d* que permitem visualizar as geometrias em 2D em diferentes planos e 3D com possibilidade de rotação dos ângulos em torno dos seus eixos.

O sistema possui uma base de dados de 280 materiais de acordo com a sua composição, densidade de massa, energia média de excitação e reações eficazes de interação, propriedades definidas de acordo com o ICRP. Estas informações podem ser lidas automaticamente, a partir da base de dados “pdcompos.p08”, os materiais estão listados de 1-99 pelo seu número atómico, os restantes 100-280 correspondem a compostos e misturas distribuídos por ordem alfabética. No caso de material pretendido não constar na base de dados, o mesmo pode ser criado manualmente através do programa *MATERIAL*, após a indicação de todas as informações solicitadas pelo sistema (Figura 5. 2). Podemos assim criar módulos com diferentes composições e coeficientes de atenuação.

```
Select one option (1 or 2):
  1: Enter composition data from the keyboard
  2: Read them from the file pdcompos.p08
2
Enter material identification number ...
266
266 TISSUE-EQUIVALENT PLASTIC (A-150) (266)
Element: H (Z= 1), atoms/molecule = 5.83655E-01
Element: C (Z= 6), atoms/molecule = 3.74845E-01
Element: N (Z= 7), atoms/molecule = 1.45307E-02
Element: O (Z= 8), atoms/molecule = 1.89836E-02
Element: F (Z= 9), atoms/molecule = 5.32389E-03
Element: Ca (Z=20), atoms/molecule = 2.66207E-03

Density = 1.12700E+00 g/cm**3

Number of electrons per molecule = 3.18747E+00
Mean excitation energy = 6.51000E+01 eV

Estimated oscillator strength and energy of the plasmon:
Fcb = 7.55014E-01, Wcb = 1.10318E+01 eV
(for insulators, these quantities should be set equal to zero)

Do you wish to change the Fcb and Wcb values? (1=yes,2=no)
(type 2 if you are not sure...)
```

Figura 5. 2 - imagem ilustrativa do programa *MATERIAL* que permite criação de ficheiro de material de entre 280 materiais existentes na base de dados ou criação de novos componentes.

Após a definição dos materiais é necessário definir a geometria da simulação.

5.1.1. Definição de geometria

A geometria da simulação é definida através de interceção de módulos e superfícies de acordo com as funções analíticas que as representam e estão descritas em um ficheiro input, em formato “*file.geo*” que permite realizar a simulação de diferentes geometrias com o programa principal.

Cada elemento do ficheiro deve ser definido pelo seu tipo, “*SURFACE*”, “*BODY*” ou “*MODULE*” e separado por um número de linhas de texto formatadas que começam e

$$Fr(r) = l_1x^2 + l_2y^2 + l_3z^2 + l_4z + l_5 = 0 \quad (5.2)$$

Esta equação permite descrever planos, esferas, cilindros, cones, elipsóides, parabolóides, hiperbolóides, entre outros apresentados através dos exemplos na tabela 5.1 e Figura 5.4.

Tabela 5.1 – Representação de algumas superfícies quádricas e os seus índices (Salvat *et al.*, 2009).

FORMA REDUZIDA	ÍNDICES $(l_1, l_2, l_3, l_4, l_5)$					SUPERFÍCIE QUÁDRICA
$Z - 1 = 0$	0	0	0	1	-1	Plano
$Z^2 - 1 = 0$	0	0	1	0	-1	Par de planos paralelos
$X^2 + Y^2 + Z^2 - 1 = 0$	1	1	1	0	-1	Esfera
$X^2 + Y^2 - 1 = 0$	1	1	0	0	-1	Cilindro
$X^2 - Y^2 - 1 = 0$	1	-1	0	0	-1	Cilindro hiperbólico
$X^2 + Y^2 - Z^2 = 0$	1	1	-1	0	0	Cone
$X^2 + Y^2 - Z^2 - 1 = 0$	1	1	-1	0	-1	Hiperbolóide de uma folha
$X^2 + Y^2 - Z^2 + 1 = 0$	1	1	-1	0	1	Hiperbolóide de duas folhas
$X^2 + Y^2 - Z = 0$	1	1	0	-1	0	Parabolóide
$X^2 - Z = 0$	1	0	0	-1	0	Cilindro parabolóide
$X^2 - Y^2 - Z = 0$	1	-1	0	2	0	Paraboloide hiperbólico

Todas as superfícies quádricas podem ser especificadas pela sua equação implícita ou pela sua equação reduzida, que define a sua forma, e pelas transformações geométricas utilizadas para a descrever, permitindo facilitar a definição da geometria. Após a definição da geometria, os parâmetros de transformação devem ser inseridos a seguir aos parâmetros de definição das superfícies e separados por uma linha de 1's.

À forma reduzida podem ser aplicados três tipos de transformações de forma a obter a superfície desejada:

- Escalonamento – O escalonamento é feito ao longo da direção dos eixos de coordenadas e é definido por 3 fatores de escalonamento, o $X\text{-SCALE} = \alpha_x$, o $Y\text{-SCALE} = \alpha_y$ e o $Z\text{-SCALE} = \alpha_z$.
- Rotação - A função rotação é definida pelos três ângulos de Euler, $OMEGA (\omega)$, $THETA (\theta)$ e $PHI (\phi)$, que representam uma série de rotações relativas aos eixos de coordenadas. O primeiro ângulo ω realiza uma rotação em torno do eixo dos ZZ e é seguido

por uma rotação do ângulo θ em torno do novo eixo dos YY e o ângulo ϕ consiste numa nova rotação em torno do novo eixo dos ZZ e são definidos nos intervalos $\omega \in (0, 2\pi)$, $\theta \in (0, \pi)$ e $\phi \in (0, 2\pi)$ (Figura 5. 5).

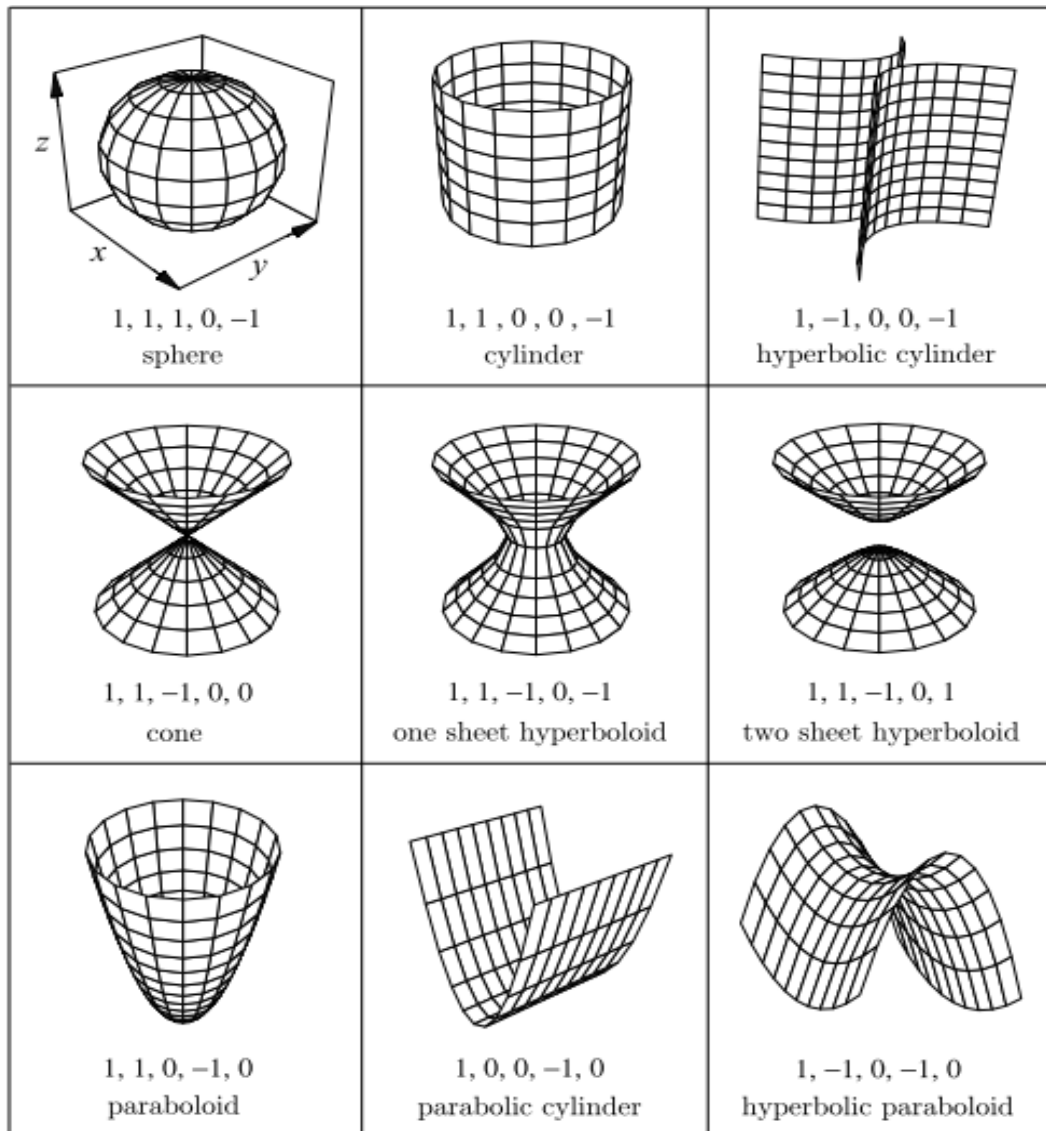


Figura 5. 4 - Representação gráfica de algumas superfícies quádricas e os seus índices (Salvat et al., 2009).

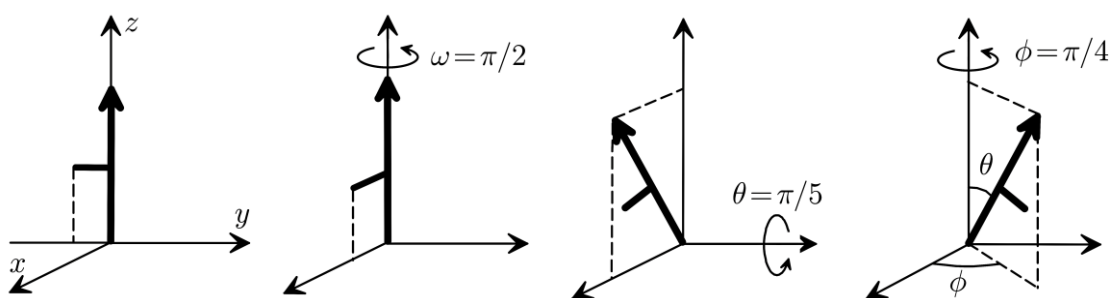


Figura 5. 5 - Representação dos vetores após a aplicação de função de rotação segundo os ângulos de Euler (Salvat et al., 2009).

- Translação – a translação é definida pelos componentes do vetor de deslocamento, $X-SHIFT = t_x$, $Y-SHIFT = t_y$ e $Z-SHIFT = t_z$. Com esta operação a forma geométrica inicial deixa de estar centrada na origem dos eixos, passa a estar localizada nas coordenadas espaciais desejadas para a situação a ser simulada.

5.1.3. Definição de ficheiro input

O ficheiro input é utilizado como referência para a definição de uma simulação, permite definir o tipo de partícula primária a simular: a sua energia, a direção, o ângulo de incidência e os parâmetros do feixe (coordenadas de origem e o ângulo de abertura). O ficheiro é apresentado em formato *file.in* e contém todos os parâmetros da simulação. A indicação *SKPAR* permite escolher entre 3 tipos de partículas, 1 – os eletrões, 2 – os fótons e 3 – os positrões (Figura 5. 6).

Se a radiação tiver uma única energia (fonte monoenergética, ou monocromática), usa-se a opção *SENERG*, especificando a energia em eV. Por exemplo, uma fonte de eletrões com energia igual a 50 keV seria especificada por : *SENERG 50e3*. A energia das partículas com várias energias é definida com instrução *SPECTR*, e todas as energias possíveis de ser emitidas são listadas para descrever o espectro do feixe e a probabilidade da sua ocorrência indicada.

As instruções *SPOSIT* e *SCONE* permitem definir a localização e direção da partícula simulada. A primeira é dada em coordenadas segundo os eixos x, y e z.

```

>>>>>>> Source definition.
SKPAR 2          [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
.
Energy spectrum of
SPECTR 5.59E+02  1.00E-35
.
SPOSIT 60.0 30.0 -80.0          [Coordinates of the source]
SCONE  0 0 8                    [Conical beam; angles in deg]

```

Figura 5. 6 - Exemplo de ficheiro input para indicação de tipo, energia e direção das partículas primárias.

A indicação *SCONE* descreve a orientação do feixe segundo os ângulos θ , ϕ e α , respetivamente (Figura 5. 7).

- *THETA* – o ângulo (entre 0 e 180°) que o feixe perfaz com o eixo dos ZZ. Se *THETA* = 0, o feixe aponta para cima segundo o eixo dos ZZ; se *THETA* = 180, o feixe aponta para baixo segundo ZZ.

- *PHI* – o ângulo entre 0 e 360° e indica que projeção o feixe no plano XY faz com o eixo dos XX.
- *ALPHA* – o ângulo entre 0 e 180°, é metade da abertura do cone do feixe. Logo, *ALPHA* = 0 é um feixe, *ALPHA* = 180 corresponde a um cone com abertura de 360° - ou seja, uma emissão isotrópica.

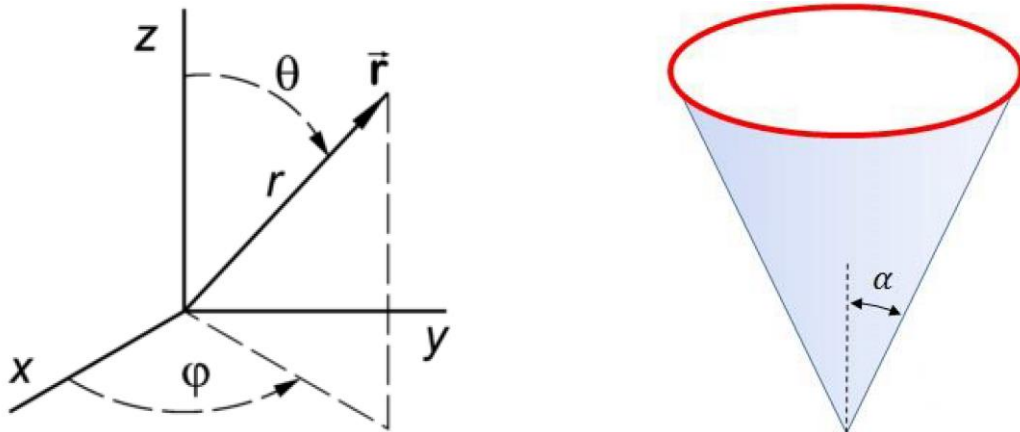


Figura 5.7 - Representação dos ângulos THETA, PHI E ALPHA, para definição de direção da fonte e a abertura do feixe.

O ficheiro necessita ainda, a partir dos ficheiros criados, de códigos com indicação de material que compõem as diferentes superfícies, corpos ou módulos existentes na simulação, bem como a indicação do nome do ficheiro *file.geo* com a respetiva geometria a ser simulada.

De seguida a simulação é realizada com o número de *showers* pré estabelecido pelo utilizador e origina vários ficheiros individuais com informação proveniente da mesma. O número *N* de *showers* simulado vai determinar a precisão dos resultados obtidos porque, em simulações de Monte Carlo, as barras de erro diminuem com $1/\sqrt{N}$, como tal, quanto maior for o número de simulações realizadas, maior será a precisão e menor o erro associado.

O *PENELOPE* fornece várias informações sobre a interação das partículas com o meio de acordo com os parâmetros utilizados no ficheiro input, nomeadamente a distribuição angular das partículas, a sua energia e distribuição e a energia e recebida em cada módulo ou corpo descrito na geometria, entre outros dados resultantes .

6. Metodologia e Resultados

O presente capítulo consiste na descrição de todos os procedimentos realizados para definir os parâmetros técnicos e as condições das simulações através do programa *PENELOPE*. Uma vez que diversas variáveis foram avaliadas em diferentes condições, os resultados e a sua discussão são apresentados em conjunto ao longo deste capítulo para facilitar a contextualização e interpretação da informação obtida no presente estudo.

Para realizar a avaliação da dose a nível do cérebro do médico intervencionista foi necessário definir alguns parâmetros, nomeadamente a posição dos fantasmas, as distâncias entre o paciente e a fonte, entre o médico e a fonte e entre o paciente e o médico, uma vez que o paciente é a principal fonte de radiação dispersa que irá incidir no médico e o objeto de estudo nesta investigação.

Os ficheiros apresentados ao longo do capítulo são de autoria própria e constituintes dos programas que integram o *PENELOPE*.

O ficheiro *input* de simulação contém diferentes parâmetros e variáveis manipuláveis que permitem determinar as condições da simulação, nomeadamente o tipo de partículas a simular, a energia das mesmas, as coordenadas de origem, abertura do cone, ângulo e sentido do feixe, a definição dos materiais e indicação do ficheiro de geometria e o número de simulações pretendidas.

Durante o estudo várias variáveis foram avaliadas e o efeito na deposição de dose analisado. Apenas uma variável foi alterada em cada estudo que se segue, mantendo-se as restantes variáveis constantes.

A geometria do médico intervencionista e do paciente foi definida com base na observação de procedimentos em tempo real na unidade de cardiologia de intervenção e com base na literatura analisada. A altura do doente e do médico intervencionista foi definida em 1,73 m, dividida em diferentes porções, nomeadamente a cabeça, o pescoço, o tronco e os membros.

Os ficheiros de geometria apresentam a definição dos corpos ou módulos utilizados durante a simulação. Cada função "*BODY*" é definida por intersecção de 3 ou mais superfícies que delimitam os seus limites nos planos x, y e z. Cada definição de superfície ou de corpo está devidamente identificada numericamente entre parêntesis a seguir a função, por ordem crescente e no caso da definição do corpo, o material que constitui o mesmo está indicado entre os parêntesis e o sentido dos vetores está indicado através da função "*SIDE POINTER*" que é = -1 caso represente o interior da superfície ou "*SIDE POINTER*" = 1 para o exterior da mesma. Através da função translação ou "*SHIFT*" as estruturas foram deslocadas para as coordenadas de interesse e permitiu uma maior

facilidade na construção de geometria e na definição de distâncias entre as geometrias correspondente ao médico e ao doente.

A posição do médico em relação ao doente e ao equipamento é variável em situações reais, depende da altura do doente e do tipo de acesso vascular praticado durante a intervenção. Uma vez que o acesso radial é o acesso mais praticado segundo a sociedade portuguesa de cardiologia, com um total de 79,3%, optou-se por realizar a maior parte das simulações nesta configuração. Como tal, a geometria do médico intervencionista está centrada nas coordenadas (0,0,0) e está construída em função do eixo z. A geometria do doente está centrada nas coordenadas (55, 30, 0) cm e está desenvolvida em torno do eixo y, perpendicular ao médico. Entre estes existe uma distância de 25 cm, espaço associado à localização de manípulos de controlo de equipamento de emissão de radiação, controlos da mesa e também e localização de barreiras físicas de proteção referidas no capítulo 3 durante a descrição do equipamento (**Erro! A origem da referência não foi encontrada.**).

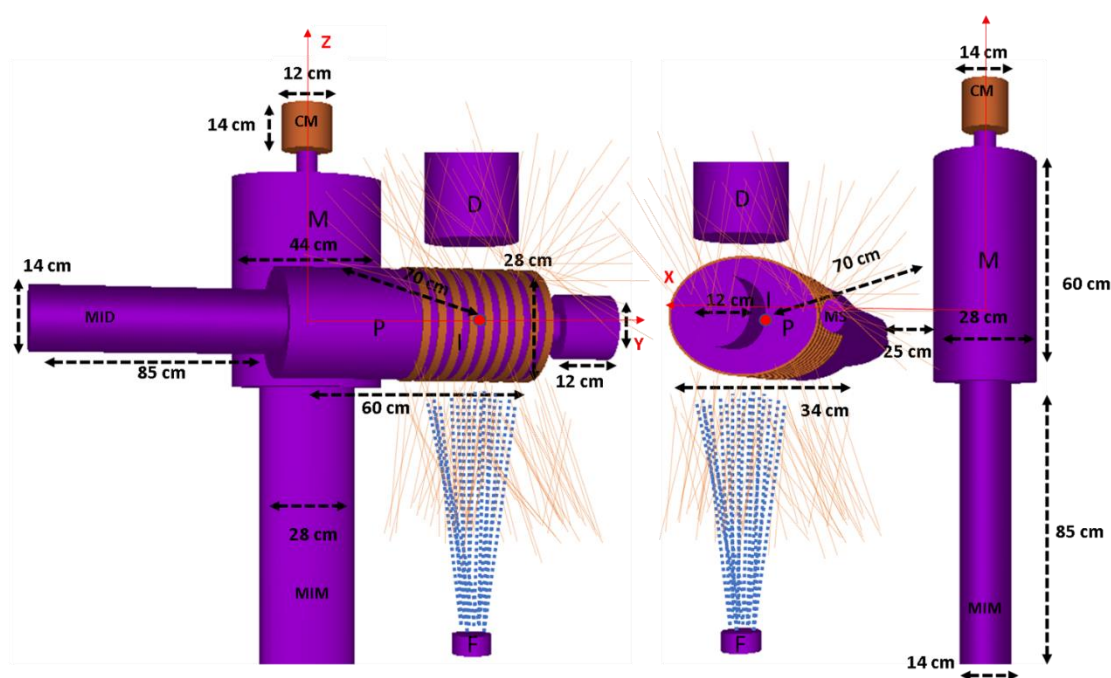


Figura 6. 1- a geometria da simulação com definição do médico (M), a cabeça do médico (CM), Membros inferiores do médico (MIM) e paciente (P), o detetor (D) e a localização da fonte (F) e as respetivas dimensões em cm dos corpos definidos. Note-se ainda a indicação do isocentro (I) e as distâncias entre o médico e o paciente e a distância do isocentro (meia distância entre a fonte e o recetor de imagem).

Durante a observação das intervenções constatou-se que esta distância não pode ser aumentada uma vez que existe a necessidade de manipulação de fios guia e cateteres intravasculares durante a realização do procedimento. Assim, o centro do tórax do médico

encontra-se a uma distância de cerca de 70 cm do isocentro de exposição que corresponde à região cardíaca a nível do tórax do doente.

A construção do fantoma complexo foi conseguida através de interceção de 53 superfícies que constituem no total 30 corpos, estes são cilindros de secção elipsoidal.

Uma vez que o tórax do doente, a área de incidência de radiação, é uma região anatómica com diferentes tecidos com coeficientes de atenuação diferentes, optou-se por definir um cilindro de tecidos moles com 28 cm de altura e 34 de largura a formar a zona do tórax do doente, envolvido por finas tiras constituídos por tecido ósseo (costelas), com 2 cilindros de ar no seu interior, pulmão direito e esquerdo respetivamente, um cilindro de osso (coluna vertebral). Lateralmente ao tronco está localizado o membro superior e o braço contralateral está elevado no sentido da cabeça (Figura 6. 2).

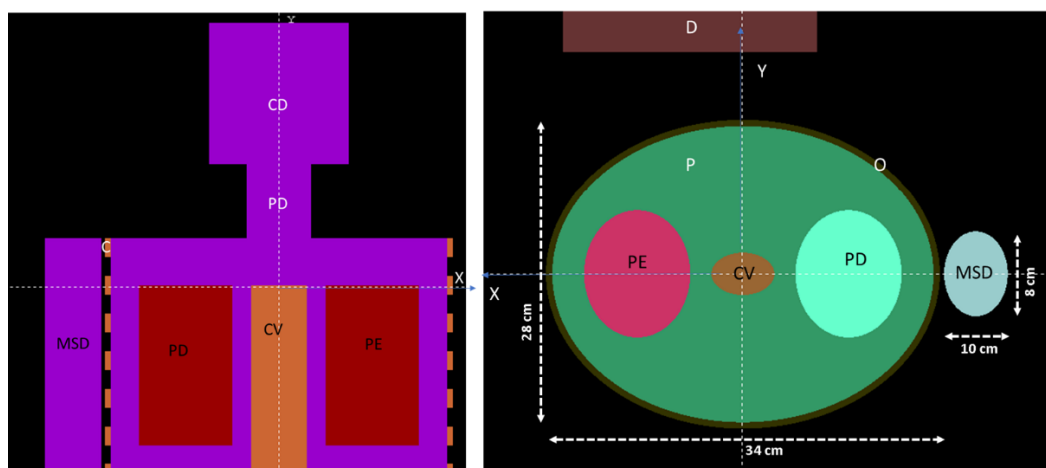


Figura 6. 2 - Descrição da geometria do tronco do paciente, à esquerda uma imagem visualizada em modo materiais que permite ver a composição dos corpos (roxo – tecidos moles, laranja – osso e vermelho – ar) e à direita imagem visualizada em modo corpos, permite vi

O ficheiro com geometria completa do fantoma encontra-se apresentado nos anexos do presente trabalho.

Dado que a complexidade e o número de corpos e de superfícies existentes na geometria do fantoma afeta a duração das simulações uma vez que as mesmas são realizadas segundo o princípio “*stopping and restarting a track*”, com intuito de reduzir o tempo de simulações, o estudo com o fantoma complexo com definição do diferentes tipos foi substituído por uma geometria simples, elaborado por cilindros constituídos por tecidos moles com o código 262 da base de dados e de acordo com as recomendações do ICRP, descrito no subcapítulo 5.3.3. as dimensões e a posição do fantoma não foram alteradas e estas correspondem às imagens apresentadas anteriormente.

Relativamente a cabeça do médico, o objeto de estudo de deposição de dose nesta dissertação, esta é representada por um “cilindro” de secção elipsoidal, com altura

de 14 cm. A secção elipsoidal tem a largura igual a 12 cm e comprimento de 14 cm. O cérebro do médico está dividido em 4 lobos de tecido cerebral e envolvido por uma camada de osso com espessura de 1 cm.

A construção da presente geometria foi conseguida através de intersecção de 8 superfícies constituídos por 2 tecidos e um total de 7 corpos definidos.

Para efeitos de leitura dos dados, os corpos estão definidos em lobo anterior esquerdo (LAE), lobo posterior esquerdo (LPE), lobo posterior direito (LPD) e lobo anterior direito (LAD), cobertos com osso, na parte superior, inferior e em torno da cabeça.

A divisão do cérebro em 4 corpos diferentes permite avaliar a energia depositada em cada lobo separadamente e a comparação entre os segmentos esquerdo e direito, anterior e posterior. Dada a posição da fonte, os lobos esquerdos encontram-se mais próximo da mesma e estão sujeitos a mais radiação dispersa proveniente do paciente (Figura 6. 3).

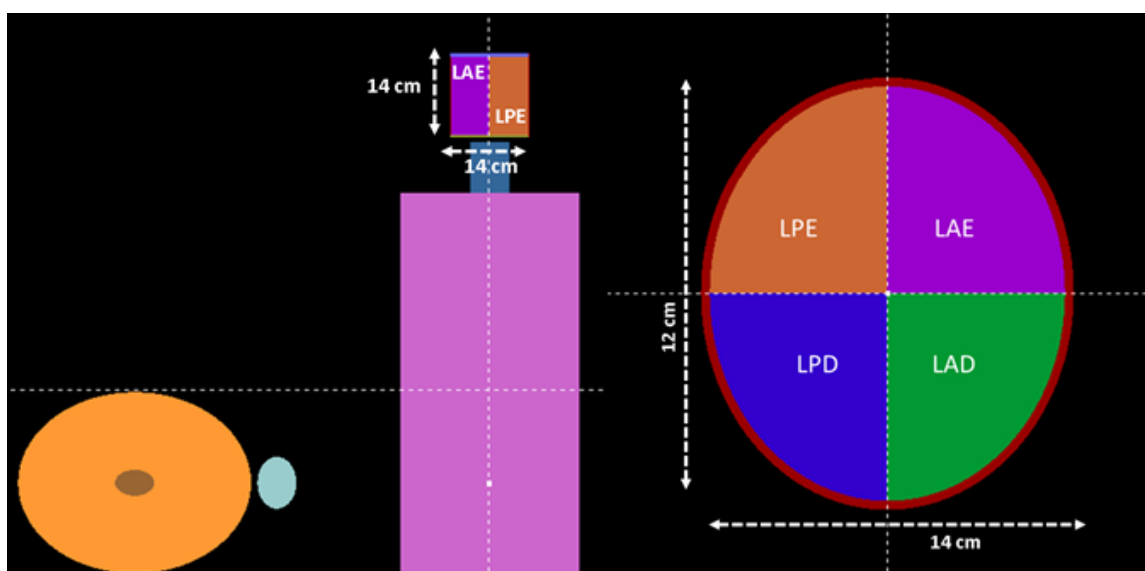


Figura 6. 3 - Representação gráfica dos lobos cerebrais definidos pelo utilizador e as respetivas dimensões.

A geometria da cabeça do médico descrita anteriormente está presente em ambos os fantasmas, na versão complexa e na simplificada, uma vez que é o objeto do presente estudo.

A simulação de base consiste na emissão de fótons, com energias definidas a partir dos resultados da simulação de um espectro de radiação-x correspondente à emissão de eletrões com uma diferença de potencial de 90 kVp. A fonte está localizada nas coordenadas (60, 30, -80) cm, localizada por baixo do doente, na região torácica esquerda, região cardíaca, como tal trata-se de uma incidência PA. O feixe de radiação apresenta uma orientação de baixo para cima, com os ângulos *theta* e *phi* iguais a 0 e o

ângulo *alfa* tem uma abertura de 6° , de modo a irradiar um detetor imagem de dimensões 30cm x 30 cm a uma distância de de . O ficheiro de geometria utilizado é o *FS.geo* que determina a geometria simples, com os cilindro compostos por tecidos moles.

As simulações com elevado número de superfícies e corpos com composições diferentes apresentam tempos muito elevados de simulações, esta constitui uma dificuldade descrita em diferentes artigos da mesma área. Uma vez que na presente investigação é avaliada a radiação dispersa, as incertezas associadas às energias depositadas na cabeça do médico são muito elevadas comparativamente aos estudos de deposição de energia por fontes diretas. Como tal, um elevado número de simulações ($5 \cdot 10^8$), com tempos de simulação estimados entre 5-7 dias por cada configuração, foi necessário.

6.1. Determinação do espectro e parâmetros das partículas

Para realização do presente estudo foi necessário definir as energias das partículas através da simulação de Monte Carlo e determinar o espectro de fótons de radiação a utilizar no estudo. A maior parte das simulações foi realizada com uma diferença de potencial de 90 kVp mas para efeito de estudo da variação de dose em função desta variável, espectros de 80 kVp e 100 kVp foram igualmente simulados.

Para realização do presente estudo o espectro de fótons de radiação-x com a energia máxima de 90 kVp foi simulado através da emissão de eletrões contra um ânodo de tungsténio, com uma filtração interna equivalente a 3 mm de alumínio. A geometria da simulação foi reproduzida através de geometria de uma ampola de produção de radiação-x convencional (Figura 6. 4). Os materiais utilizados na simulação, nomeadamente o tungsténio, o alumínio e silício que compõe a superfície do detetor, foram criados através da aplicação *MATERIAL* de entre os dados existentes na base de dados do programa.

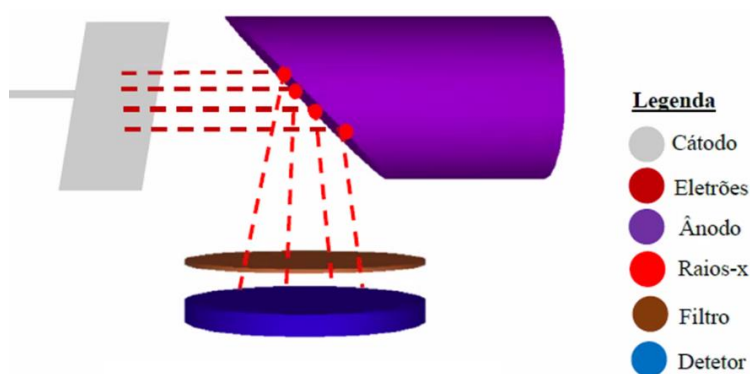


Figura 6. 4 – Geometria da ampola de radiação-x utilizada para simular o espectro de fótons com diferentes geometrias e os seus componentes.

Para obtenção de resultados viáveis uma simulação com 2×10^7 showers foi realizada e obteve-se um espectro de radiação-x que foi utilizado para definir as energias das partículas nas simulações do presente estudo. Este procedimento repetiu-se para a diferença de potencial de 80kVp e 100 kVp, para efeitos de comparação de espectro de radiação e de deposição de energia/dose na cabeça do médico intervencionista.

Para avaliação de efeito da filtragem interna sobre o espectro e da dose, a simulação anterior com 90 kVp foi repetida e o filtro de 3mm de alumínio foi removido da mesma.

6.1.1. Avaliação do espectro de fótons-X

A partir das configurações descritas anteriormente obteve-se o espectro de fótons que segue na Figura 6. 5

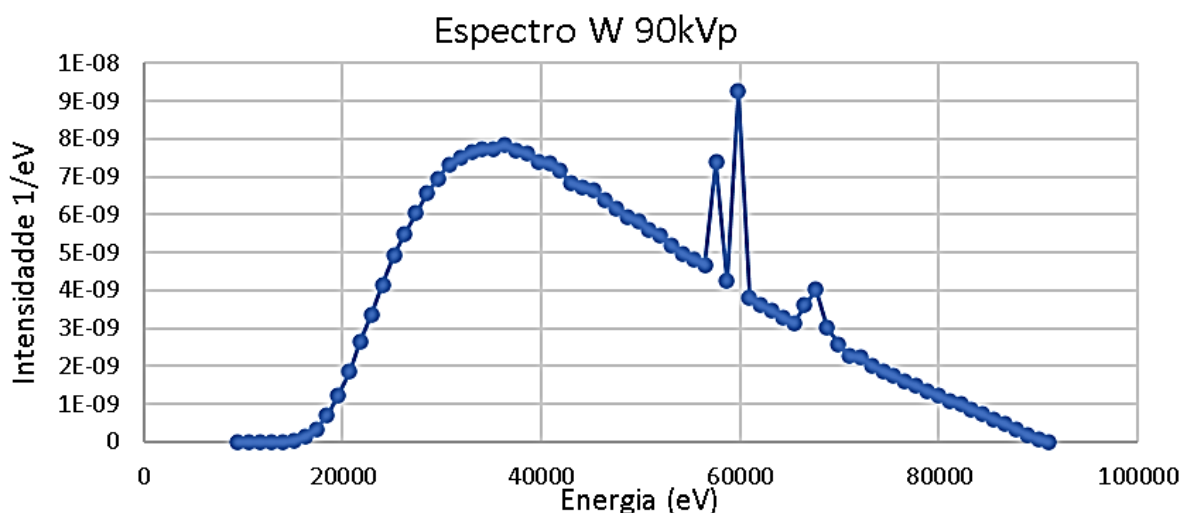


Figura 6. 5 - Espectro de fótons resultante de embate dos elétrons contra um ânodo de W com uma ddp de 90 kVp A intensidade representada é a probabilidade de obter um fóton para cada uma das energias consideradas por cada elétron simulado.

O espectro apresenta uma energia mínima de 9,5 keV e uma energia máxima de 90 keV. Os picos observados no gráfico correspondem à radiação característica que consiste na energia libertada durante as transições dos elétrons entre as camadas energética na nuvem eletrónica e preenchimento de elétrons em falta. A energia libertada é específica de cada material e depende de composição, nº atómico do material que compõe o alvo (Podgrsak, 2006). No caso de tungstênio, a radiação característica ocorre entre os valores de 58,98 - 59,32 keV e 67,24-69,1 keV (Tauahata *et al.*, 2014), valores coincidentes com o presente gráfico.

Relativamente aos espectros de 80 kVp e 100 kVp, através da Figura 6. 6 podemos observar que os mesmos são coincidentes com o espectro de 90 kVp, que apenas a intensidade das partículas e a energia máxima das mesmas variam. Observamos igualmente os picos de radiação descrita nas energias apresentadas anteriormente e a ausência de energias abaixo de 20 keV.

Os filtros de alumínio ou cobre são componentes integrantes de qualquer equipamento de produção de radiação para fins diagnósticos e têm como objetivo filtrar as baixas energias que não contribuem para a formação da imagem e são atenuadas pelo paciente contribuindo para a dose no paciente (Bushong, 2016).

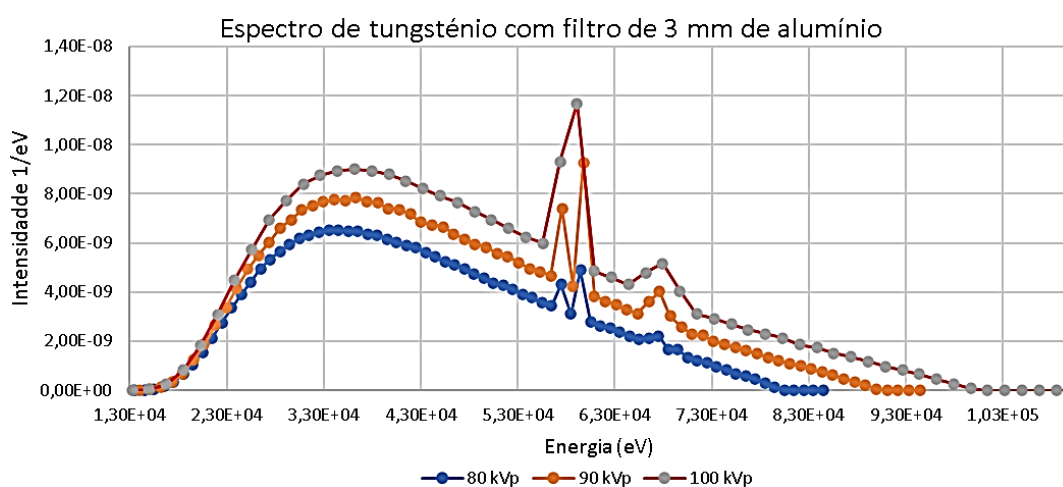


Figura 6. 6 - Espectros de fótons resultante de embate dos eletrões contra um ânodo de W com uma ddp de 80 kVp, 90 kVp e 100 kVp . A intensidade representada é a probabilidade de obter um fóton para cada uma das energias consideradas por cada eletrão simulado.

Na Figura 6. 7 podemos observar 2 espectros de radiação-x produzidos através de aceleração de eletrões contra um ânodo de tungstênio com uma diferença de potencial de 90 kVp. A linha azul corresponde ao espectro sem filtração e a laranja ao espectro com filtração interna de 3mm de Al. Podemos observar que a radiação de baixa energia foi parcialmente eliminada do espectro com filtro e não contribui para exposição no paciente.

As energias abaixo de 30 keV não têm energia suficiente para atravessar o doente sem sofrer absorção e chegar até ao recetor de imagem para contribuir para a formação da imagem. O alumínio apresenta uma boa absorção de fótons nesta gama de energias, pelo que tem sido utilizado nos diversos equipamentos de radiodiagnóstico (Hirshfeld *et al.*, 2005).

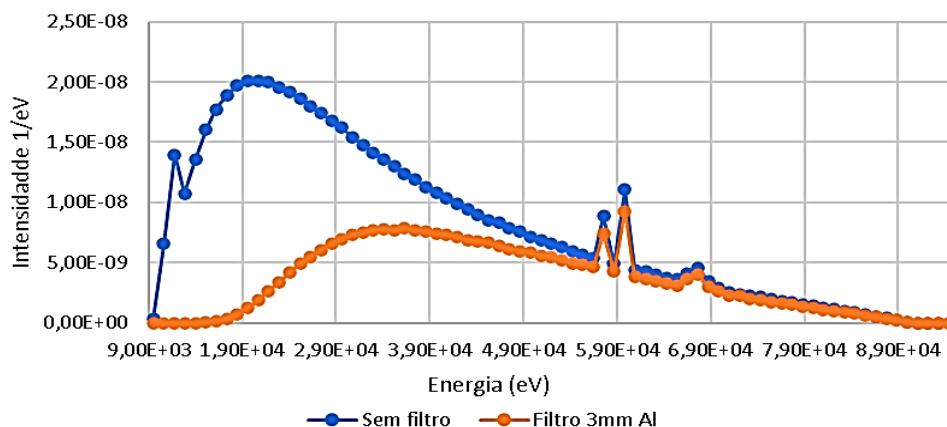


Figura 6. 7 - Espectros de W de 90 kVp, a azul sem filtração adicional e a laranja com filtração de 3mm de alumínio.

A filtração resulta na diminuição do número de fótons de um feixe e esta é compensada pelo CAE através de aumento de parâmetros de exposição, nomeadamente keV e mAs. Esse aumento contribui para um nível mais elevado de radiação dispersa, uma vez que a energia média das partículas é superior e as mesmas sofrem mais interações até serem totalmente absorvidas.

O aumento de dose em função do aumento de filtração tem sido descrito no estudo de Trout *et al.*, 1971, Mcvey, 2006, Vano *et al.*, 2019 entre outros. Neste estudo, uma vez que não existe um sistema de compensação de kVp automático, os resultados de medição de deposição de energia resultantes das simulações com filtro e sem filtro seriam semelhantes. Como tal, essa experiência não foi incluída na presente dissertação mas foi realizado o estudo de variação de deposição de energia em função de kVp.

Em suma, a utilização de filtros é uma ferramenta muito importante na redução de dose de exposição no paciente e deve ser utilizada em todos os procedimentos mas apresenta maiores níveis de radiação dispersa devido ao aumento de energia média do feixe.

6.2. Estudo da distribuição da dose a nível do crânio do médico

Uma avaliação de distribuição de energia na geometria de interesse, nos lobos anterior esquerdo, posterior esquerdo, posterior direito e posterior esquerdo foi realizada através de uma simulação com a geometria simples, com emissão de fótons de espectro energético de um feixe de 90 kVp, com a fonte localizada nas coordenadas (60,30,-80) cm, tal como descrito na definição geral das simulações.

A posição do médico e do paciente, a fonte e outros componentes descritos na geometria estão de acordo com a **Erro! A origem da referência não foi encontrada..**

6.2.1. Avaliação da distribuição da dose a nível do crânio do médico

Através de resultados de simulação foi possível estimar a deposição de energia a nível de diferentes segmentos cerebrais definidos na metodologia.

Os resultados apresentados correspondem à energia média depositada por um fóton na estrutura/corpo de interesse e estão apresentados na tabela 6.1 e na Figura 6.8. Os resultados observados demonstram que existe uma maior deposição de energia média por fóton no lado esquerdo, o valor máximo foi observado a nível do lobo anterior esquerdo. Uma vez que não foi possível obter um número de fótons emitido pelo equipamento de radiação-x nem encontrado referências ao tópico na literatura encontrada, por se tratar de parâmetros técnicos específicos e estar abrangido pelo sigilo industrial, não foi possível calcular a dose exata em cada lobo analisado.

Tabela 6. 1 - Valores de deposição de energia por fóton resultantes de geometria simples para avaliar a diferenças entre os 4 segmentos definidos na geometria, a respetiva incerteza associada e a dose relativa.

Energia depositada nos lobos cerebrais do médico			
Corpo	Energia depositada (eV)	Incerteza (eV)	Dose relativa %
LAE	2,88E-01	1,40E-02	100%
LPE	7,94E-02	7,40E-03	28%
LPD	3,73E-02	5,00E-03	13%
LAD	1,75E-01	1,10E-02	61%

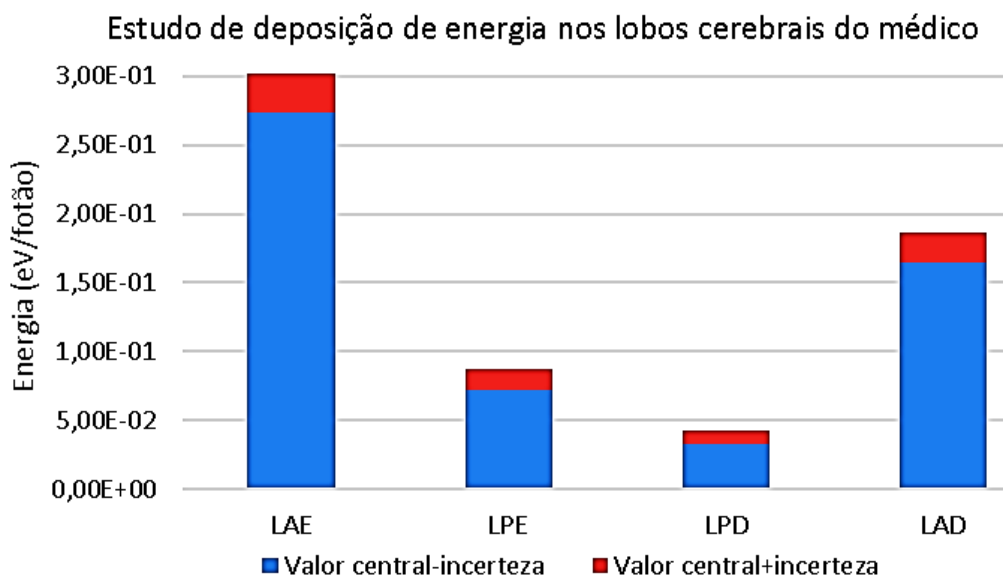


Figura 6. 8 - Gráfico representativo de deposição de energia por fóton nos diferentes lobos cerebrais definidos pela investigadora.

Uma vez que nesta simulação os lobos cerebrais são simétricos, têm os eixos iguais, a massa destes será igual e o número de fótons emitidos pelo equipamento será

igual, sabendo que a dose é dada por $\frac{n \times E}{m}$, sendo que o n corresponde ao número de fótons emitido, E – energia e m – massa, optou-se por apresentar os resultados da simulação como a dose relativa, o que permite-nos eliminar a dependência do fator desconhecido (número de fótons) e da massa e obter apenas um rácio entre 2 valores distintos de energia depositada.

$$\text{Rácio de Dose} = \frac{\frac{n E_1}{m_1}}{\frac{n E_2}{m_2}} = \frac{E_1}{E_2} \quad (6.1)$$

No gráfico que se segue (Figura 6. 9), tal como observado na tabela de deposição de dose 6.1, o rácio de dose foi realizado em função de valor mais alto, este observado a nível do lobo anterior esquerdo. Este procedimento será utilizado como padrão para apresentação dos dados.

Segundo este gráfico, podemos observar que existe uma maior deposição de dose relativa no lobo anterior esquerdo, seguido de lobo anterior direito (61% da dose LAE), posterior esquerdo (28% da dose LAE) e por fim posterior direito (13% da dose LAE). Através destes dados podemos avaliar que existe uma diferença de cerca de 40% na deposição de dose entre o lado esquerdo e o direito, sendo esta superior à esquerda do médico intervencionista.

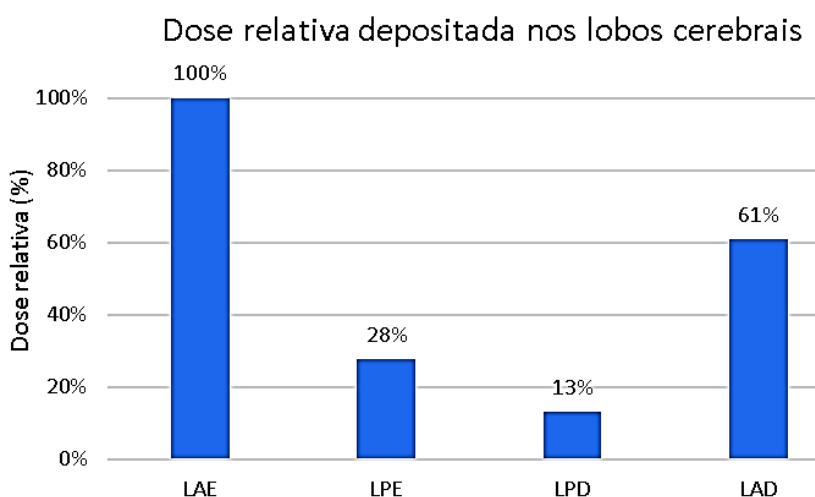


Figura 6. 9 – Percentagem de dose relativa depositada em cada lobo cerebral definido na geometria. Doses normalizadas à dose LAE.

No estudo de Reeves *et al.*, 2015 a avaliação de exposição foi realizada em 3 pontos da cabeça, à esquerda, no centro e à direita. Verificou-se uma leitura de 1,65 +/-

0,39 mrad a nível do dosímetro esquerdo e de 0,82 +/- 0,25 no dosímetro direito. Estes dados representam uma variação de 50% de dose entre o lado esquerdo e o lado direito. Se considerarmos as incertezas, os valores relatados por Reeves *et al.* são concordantes com os resultados do presente estudo.

No estudo de Ferrari *et al.*, 2020, foi realizada a avaliação de dose absorvida no cérebro do intervencionista através de uma simulação de Monte Carlo, o cérebro do médico intervencionista e do médico assistente foi dividido em vários segmentos o que permitiu avaliar a dose em diferentes porções do cérebro. A nível do médico principal que está localizado numa posição frontal com o recetor de imagem, diferenças significativas entre a dose do lado direito ou do esquerdo não foram descritas, porém, no médico assistente que está afastado do equipamento, a cerca de 86 cm do isocentro e a direita do médico principal, apresenta uma variação de 57% entre o lado esquerdo (0,60 $\mu\text{Gy}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) e o lado direito (0,26 $\mu\text{Gy}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$). Os valores apresentados neste estudo são semelhantes com os observados, porém, não foi possível analisar os dados e comparar as barras de erro e as unidades no estudo de Ferrari que dizem respeito a dose depositada por uma unidade de área (DAP).

Esta variação entre o lado esquerdo e o direito pode ser justificada pelo facto de o lado esquerdo do médico estar mais próximo do intensificador e da fonte na configuração simulada e receber mais radiação dispersa. O mesmo aplica-se a avaliação entre os lobos anteriores e posteriores, o lobo posterior direito, que recebe menor dose está mais afastado da fonte e apenas a radiação que incidiu noutros lobos ou partes do corpo (pescoço) atinge esse segmento.

É de referir que em todas as simulações utilizou-se 5×10^8 simulações de modo a garantir os valores de incerteza abaixo de 13%, sendo que apenas no lobo posterior direito que apresenta valores de deposição de energia muito baixos nem sempre foi possível atingir este resultado.

Em suma, na presente investigação existe uma diferença na deposição de dose entre o lado direito e o esquerdo, e esta é superior à esquerda do médico intervencionista.

6.3. Estudo de efeito da composição do fantoma na dose depositada

Para avaliar a influência dos diferentes tecidos irradiados na deposição de energia recebida pelo médico intervencionista realizou-se um estudo comparativo em uma geometria complexa constituída por diferentes corpos com diferentes tecidos, nomeadamente ar, tecidos moles, ar e osso e comparou-se os resultados de uma simulação com uma geometria simples composta apenas por tecidos moles.

Note-se que nesta simulação todos os parâmetros do ficheiro input.in foram mantidos de acordo com a descrição inicial, nomeadamente a posição do médico e do paciente, a localização da fonte, o tamanho dos fantomas (**Erro! A origem da referência não foi encontrada.**) e apenas o ficheiro de geometria simples (FS.geo) foi substituído pelo ficheiro com geometria complexa (FT.geo). Neste ficheiro, apenas a composição dos corpos e os materiais que constituíam as superfícies do fantoma do paciente foi alterado.

6.3.1. Avaliação da dose no fantoma simples vs complexo.

Uma comparação de dose depositada nos lobos cerebrais do médico em função de composição de material do fantoma foi realizada. Os resultados da simulação estão apresentados na tabela 6.2 e na Figura 6. 10.

Tabela 6. 2 - Valores de deposição de energia por fóton resultantes das simulações com geometria simples e complexa, a respetiva incerteza associada e a dose relativa (DR), normalizada a dose LAE.

Corpo	Geometria simples			Geometria complexa		
	Energia depositada (eV)	Incerteza (eV)	% DR	Energia depositada (eV)	Incerteza (eV)	% DR
LAE	2,88E-01	1,40E-02	100%	5,27E-01	1,90E-02	183%
LPE	7,94E-02	7,40E-03	28%	1,48E-01	1,00E-02	51%
LPD	3,73E-02	5,00E-03	13%	6,01E-02	6,50E-03	21%
LAD	1,75E-01	1,10E-02	61%	3,07E-01	1,50E-02	107%

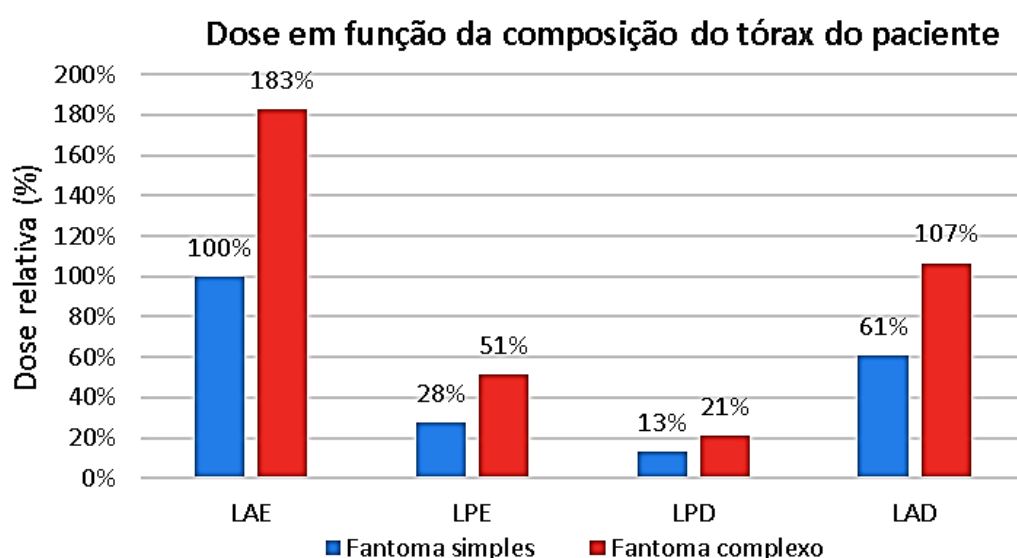


Figura 6. 10 – Gráfico representativo de deposição da dose em função da composição do fantoma (simples e complexo), doses normalizadas à dose LAE.

Através de análise da tabela e do gráfico de dose relativa elaborados a partir dos dados da simulação, é possível observar que em configuração com geometria complexa, o fantoma com diferentes tecidos, nomeadamente o osso, os tecidos moles e o ar, é a configuração que resulta na maior deposição de energia a nível do lobo anterior esquerdo. Este aumento de energia resulta de aumento da radiação dispersa, um aumento de 83% comparativamente aos valores observado na geometria simples. Este aumento é menos acentuado nos restantes lobos, correspondente a cerca de 50%.

Uma vez que o tórax – a área irradiada nesta simulação na geometria complexa – contém pulmões opacificados com ar, a diferença na deposição da energia resulta de menor capacidade de atenuação de partículas no ar e a sua contribuição para a radiação dispersa. Ou seja, por existir ar no fantoma que descreve o paciente, os fótons sofrerão menor atenuação por parte dos tecidos, gerando assim mais radiação dispersa e consequentemente, maior deposição de energia no médico intervencionista.

Este efeito está igualmente descrito por Mcvey, 2006 que avaliou o efeito da composição do fantoma na radiação dispersa através de método de Monte Carlo e descreve um aumento de dose em 29% com utilização de fantasmas complexos, com diferentes tecidos. No entanto não foi possível comparar os resultados com o presente trabalho uma vez que a dose no crânio não foi avaliada no estudo de Mcvey.

6.4. Estudo de doses em função da posição do médico.

A punção radial tem sido preferencial entre as intervenções realizadas com cerca de 80% de procedimentos realizados por esta via. O tipo de acesso vai definir a posição do médico intervencionista e a sua distância à fonte, como tal, o acesso radial apresenta uma menor distância entre o médico e a fonte o que resulta na maior exposição profissional.

Note-se que nesta simulação todos os parâmetros do ficheiro input.in foram mantidos de acordo com a descrição inicial, a posição do paciente, a localização da fonte, o tamanho dos fantasmas, a composição do fantoma (**Erro! A origem da referência não foi encontrada.**) e apenas a posição do médico foi alterada, aumento de distância no eixo Y em 20 cm através e aplicação da função *shift*, correspondente a posição adotada durante as intervenções com punção femoral.

6.4.1. Estudo de deposição de energia em função da posição do médico.

Utilizando os mesmos parâmetros técnicos e condições de exposição, variando apenas a posição do médico em função do tipo de acesso vascular, via radial ou via

femoral, obteve-se os dados contemplados nas tabela 6.3 e na Figura 6. 11. Podemos observar que existe uma maior deposição de dose no lobo anterior esquerdo (100%) na configuração de acesso radial e uma energia de 37% para o mesmo lobo mas na configuração por via femoral, o que corresponde a uma diminuição em 63% com aumento de distância em 20 cm.

Tabela 6. 3 - Valores de deposição de energia por fóton resultantes das simulações com variação da posição da geometria, a respetiva incerteza associada e a dose relativa (DR), normalizada a dose LAE.

Corpo	Acesso Radial			Acesso Femoral		
	Energia depositada (eV)	Incerteza (eV)	% DR	Energia depositada (eV)	Incerteza (eV)	%DR
LAE	2,88E-01	1,40E-02	100%	1,06E-01	8,50E-03	37%
LPE	7,94E-02	7,40E-03	28%	4,94E-02	5,80E-03	17%
LPD	3,73E-02	5,00E-03	13%	9,51E-03	2,60E-03	3%
LAD	1,75E-01	1,10E-02	61%	3,94E-02	5,30E-03	14%

No presente estudo verificou-se uma diminuição de 63% de dose a nível do LAE com aumento de distância para a configuração femoral, estes resultados são semelhantes aos resultados do estudo de Lange, 2006 em que se verificou um aumento significativo na exposição dos profissionais, superior a 50% (166 +/- 188 μ Sv no acesso radial e 110 +/- 115 μ Sv no femoral). Notem-se no entanto as elevadas incertezas dos resultados descritos no estudo de Lange, 2006. Outros estudos apresentam resultados semelhantes aos encontrados nesta investigação, doses mais elevadas são reportadas em diversos órgãos nos procedimentos com acesso radial, entre estes Brasselet *et al.*, 2008, Tarighatnia *et al.*, 2017, Roh *et al.*, 2021.

Para além de aumento de dose no acesso radial devido à proximidade do médico à fonte, esta abordagem apresenta maior tempo de procedimento, de tempo de fluoroscopia e dose no paciente e consequentemente uma maior dose no profissional (Zukowski *et al.*, 2014), (Andrade *et al.*, 2015).

A radiação-x proveniente de uma fonte direta obedece à lei do inverso do quadrado, tal como foi descrito no subcapítulo 2.1.3. Nos resultados obtidos não se verificou a relação entre a energia depositada e a lei do inverso do quadrado, tal como seria esperado uma vez que não se trata de radiação direta nem existe uma distância superior à 1 metro entre a fonte e a região de estudo.

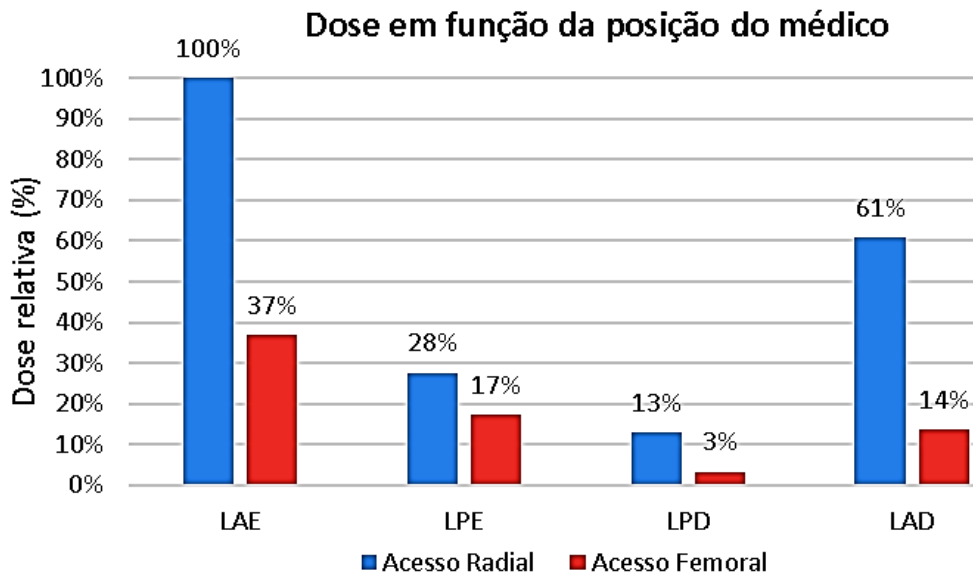


Figura 6. 11 - Gráfico representativo de deposição de dose relativa em % em função da posição do médico em configuração de acesso radial e acesso femoral, doses normalizadas à dose LAE.

6.5. Estudo de deposição de energia em função das dimensões do paciente.

Para avaliar a influência do volume/ espessura do paciente irradiado na deposição de energia recebida pelo médico intervencionista realizou-se um estudo de avaliação de dose em 3 simulações, sendo que apenas o volume do tórax do paciente através de variação dos raios AP e lateral no ficheiro de geometria foi alterado entre configuração 1 (14-16 cm), configuração 2 (15-17 cm) e configuração 3 (16-18 cm) (Figura 6. 12). Os restantes parâmetros técnicos da simulação, nomeadamente a posição do médico, do paciente, a energia das partículas, a origem e as coordenadas da fonte, foram mantidas de acordo com a simulação inicial, com utilização de geometria simples e são as descritas na Figura 6.1.

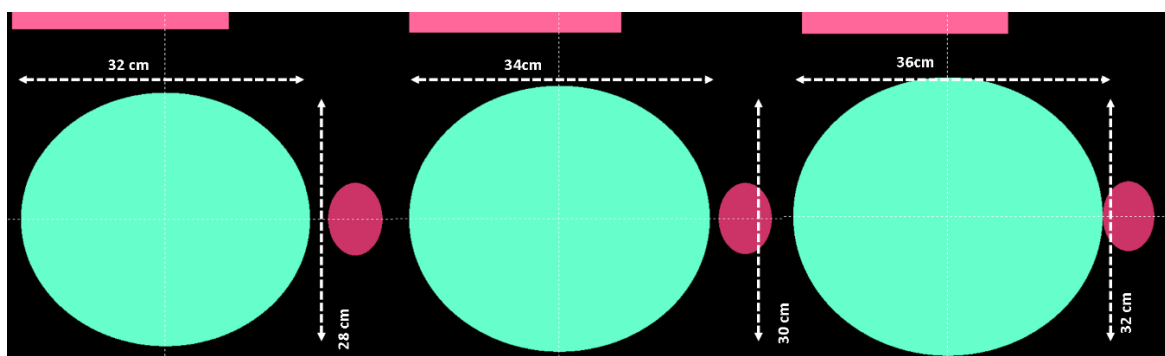


Figura 6. 12 - Variação das dimensões do tórax do paciente em função de aumento do raio AP e lateral do paciente entre configuração 1 - imagem a esquerda, configuração 2 - imagem central e configuração 3 - imagem direita.

6.5.1. Estudo de deposição de energia com variação das dimensões do paciente

Obteve-se os seguintes dados que seguem na tabela 6.4 e na Figura 6. 13:

Através de análise do gráfico podemos observar que existe uma redução de deposição de energia com o aumento de volume exposto/irradiado.

Tabela 6. 4 - Valores de deposição de energia por fóton resultantes das simulações com variação do volume da geometria entre configuração 1, configuração 2 e configuração 3, a respetiva incerteza associada e a dose relativa (DR), normalizada a dose LAE.

	Configuração 1 (14-16)			Configuração 2 (15-17)			Configuração 3 (16-18).		
Corpo	Energia dep (eV)	Incerteza (eV)	DR%	Energia dep (eV)	Incerteza (eV)	DR%	Energia dep (eV)	Incerteza (eV)	DR%
LAE	3,01E-01	1,40E-02	100%	2,38E-01	1,30E-02	79%	1,80E-01	1,10E-02	60%
LPE	8,33E-02	7,60E-03	28%	6,34E-02	6,50E-03	21%	5,46E-02	6,20E-03	18%
LPD	3,62E-02	4,90E-03	12%	3,08E-02	4,60E-03	10%	2,51E-02	4,10E-03	8%
LAD	1,80E-01	1,10E-02	60%	1,43E-01	1,00E-02	47%	1,05E-01	8,60E-03	35%

A nível do lobo anterior esquerdo, a zona mais exposta, observa-se uma redução de cerca de 20 % entre as configurações apresentadas, valores de deposição de energia de 100%, 79% e 60% para um volumes de 14-16 cm de raio AP e lateral, de 15-16cm e de 16-17 cm, respetivamente. No LAD essa redução é de cerca de 12% para as configurações descritas. Essa redução é menos evidente nos lobos posteriores uma vez que estes apresentam-se mais afastados da fonte e apresentam deposições de energia mais baixas e uma barra de erro associada mais elevada.

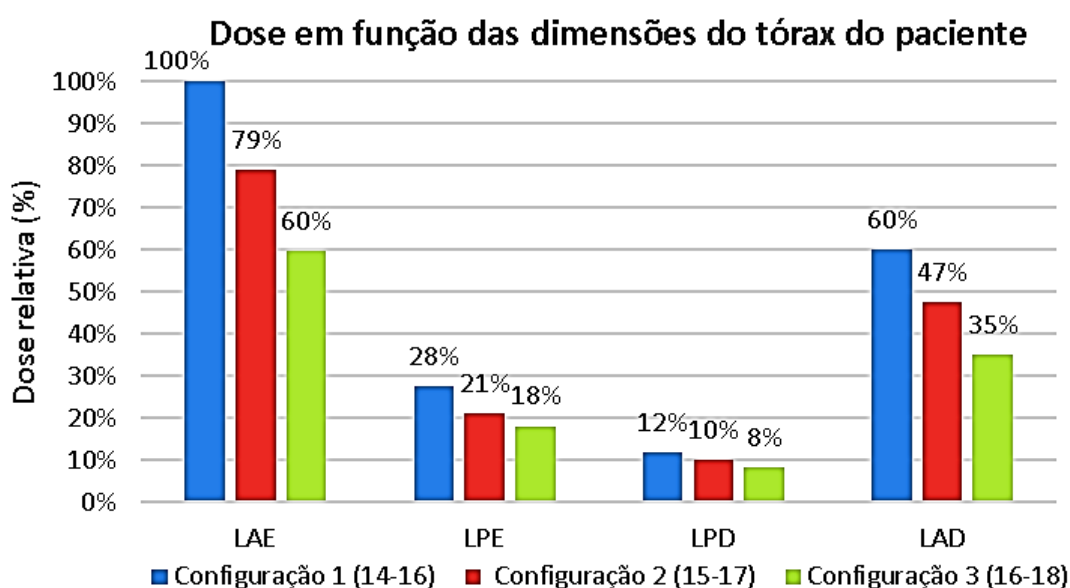


Figura 6. 13 - Gráfico representativo de dose em % em função do diâmetro da geometria, doses normalizadas à dose LAE.

Com o aumento de volume do paciente ocorre uma maior probabilidade de interação dos fótons com o meio. O número de fótons que chegam ao recetor de imagem diminui exponencialmente com o aumento de espessura do material, como tal, os resultados observados são consistentes com o princípio de atenuação.

No estudo de Santos *et al.*, 2015 que avaliou a exposição em radiologia de intervenção através de simulações de Monte Carlo com fantasmas antropomórficos e verificou-se uma diminuição dos valores de coeficientes de conversão com aumento de volume do paciente. Estes resultados são compatíveis com os resultados observados no presente estudo, uma vez que as simulações de Monte Carlo não possuem CAE e não existe compensação de parâmetros.

Na prática clínica os equipamentos de radiodiagnósticos estão equipados com um sistema de CAE que consiste numa câmara de ionização à entrada do detetor e permite otimizar os parâmetros técnicos de exposição, nomeadamente, kVp e mA por pulso de modo a obter sempre uma imagem com qualidade diagnóstica (Hirshfeld *et al.*, 2005). O volume do paciente, a densidade dos materiais, a composição do meio exposto são alguns dos fatores que influenciam o feixe. Assim, a atenuação das partículas devido ao aumento de volume é compensada com aumento de parâmetros técnicos, nomeadamente kVp, o que resulta no aumento de capacidade de penetração das partículas e aumento de radiação dispersa que chega ao médico intervencionista.

Uma vez que este parâmetro não é possível de estudar com a simulação de Monte Carlo, estudos com fantasmas físicos são pertinentes.

6.6. Estudo de deposição de energia em função da diferença de potencial

Para avaliar a influência da energia das partículas na deposição de energia, realizou-se o estudo com uma geometria simples em configuração descrita na **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** Foram usados espectros de raios-X obtidos através de simulações realizadas no subcapítulo 6.1.1, com variação das tensões entre 80 kVp, 90 kVp e 100 kVp. Os restantes parâmetros técnicos da simulação, nomeadamente a posição do médico, do paciente, a origem e as coordenadas da fonte foram mantidas entre as 3 simulações realizadas.

6.6.1. Avaliação da dose em função da diferença de potencial

Depois de concluídas as simulações para o estudo de deposição de energia em função da diferença de potencial da fonte de radiação-x, obtivemos os resultados

apresentados na tabela 6.5 e na Figura 6. 14 – gráfico representativo da dose relativa em função da variação da tensão entre 80 kVp, 90 kVp e 100 kVp, doses normalizadas à dose LAE. Observou-se que existe um aumento de cerca de 25% de dose no lobo anterior esquerdo da geometria do cérebro resultante do aumento da tensão em 10 unidades de kV, e uma redução em 25% associada à redução de tensão em 10 unidades. Nos restantes lobos existe também uma redução de energia com diminuição de kVp mas não é tao evidente uma vez que os restantes lobos recebem menos radiação dispersa.

Tabela 5. 5 - Valores de deposição de energia por fóton resultantes das simulações com variação da tensão, a

Corp o	80 kV			90 kV			100 kV		
	Energia dep (eV)	Incertez a (eV)	%DR	Energia dep (eV)	Incerteza (eV)	%DR	Energia dep (eV)	Incerteza (eV)	%DR
LAE	2,20E-01	1,20E-02	76%	2,88E-01	1,40E-02	100%	3,59E-01	1,60E-02	125%
LPE	6,35E-02	6,60E-03	22%	7,94E-02	7,40E-03	28%	1,04E-01	8,50E-03	36%
LPD	2,70E-02	4,20E-03	9%	3,73E-02	5,00E-03	13%	4,67E-02	5,70E-03	16%
LAD	1,28E-01	9,30E-03	44%	1,75E-01	1,10E-02	61%	2,08E-01	1,20E-02	72%

respetiva incerteza associada e a dose relativa (DR), normalizada a dose LAE.

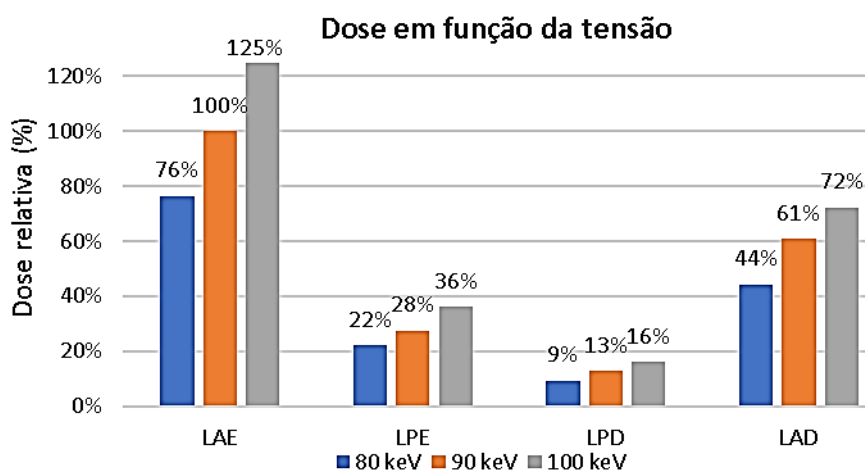


Figura 6. 14 – gráfico representativo da dose relativa em função da variação da tensão entre 80 kVp, 90 kVp e 100 kVp, doses normalizadas à dose LAE.

Nesta simulação constatou-se uma diferença entre a energia depositada no lado esquerdo do cérebro do médico intervencionista comparativamente ao lado direito e energias mais elevadas nos lobos mais anteriores são observadas.

Com o aumento de energia do feixe é possível observar uma maior deposição de energia nos 4 lobos cerebrais do médico intervencionista. Este facto deve-se ao aumento de capacidade de penetração do feixe, o que o torna menos interativo com a matéria, menos absorvível e como tal mais partículas contribuem para a radiação dispersa resultante de um volume exposto.

Existe uma relação quadrática entre a intensidade do espectro e a diferença de potencial do feixe (equação 6.2). Como tal, se diminuirmos a intensidade em 10 unidades, para 80 kVp, é esperada uma redução de intensidade em cerca de 21% (equação 6.3). No caso de aumento para 100 kVp observa-se um aumento de cerca de 23% (equação 6.4). Estes cálculos foram realizados apenas para o LAE, região que apresenta a maior deposição de energia.

$$\frac{X_1}{X_2} = \left(\frac{kVp_1}{kVp_2}\right)^2 \quad 6.2$$

$$X_{80 \text{ kVp}} = 1 * \left(\frac{80 \text{ kVp}}{90 \text{ kVp}}\right)^2 = 0,79 \quad 6.3$$

$$X_{100 \text{ kVp}} = 1 * \left(\frac{100 \text{ kVp}}{90 \text{ kVp}}\right)^2 = 1,23 \quad 6.4$$

Os resultados obtidos nas simulações estão próximos dos valores esperados de acordo com a literatura e segundo a equação 6.1, como tal, verifica-se existir uma relação quadrática entre a intensidade e a diferença de potencial utilizado na produção do feixe.

Este fenómeno é observado em diferentes estudos que avaliaram a radiação dispersa em função de variação da kV e do ângulo de dispersão, nomeadamente de Trout *et al.*, 1971, Williams, 1996, Mcvey, 2006 e Alzimami, 2018, em todos verificou-se um aumento de dose com aumento de tensão.

6.7. Estudo de deposição de energia em função da angulação

Para efeitos de avaliação de deposição de energia na cabeça do médico intervencionista, o estudo de influência da posição da fonte foi realizado.

Para avaliação de todas as estruturas vasculares cardíacas torna-se necessário variar o posicionamento do conjunto ampola/detector em função do doente para obter projeções PA, oblíquas, crânio-caudais e laterais (direita e esquerda). Uma vez que a posição do recetor e da ampola vai variar a sua posição, aproximar ou afastar do médico intervencionista, torna-se pertinente avaliar a dose recebida em cada projeção.

Todas as configurações iniciais da geometria do doente e do médico, as distâncias entre eles e energia das partículas foi mantida para todas as simulações e apenas as coordenadas da fonte e os ângulos *theta* e *phi* foram alterados.

O raio/distância da fonte ao isocentro foi definida em 80 cm, os ângulos *theta* e *phi* foram calculados para simular irradiações provenientes de 7 pontos/inclinações distintos, todas a convergir para as coordenadas (60,30,0) cm.

As projeções lateral direita 90° (LD 90°), oblíqua posterior direita 25° (OPD 25°), PA, oblíqua posterior esquerda 25° (OPE 25°) e lateral esquerda 90° (LE 90°), craniana 30° e caudal 30° foram reproduzidas de acordo com o esquema apresentado na Figura 6. 15 - representação gráfica das incidências estudadas/realizadas durante a simulação.e as coordenadas de posição da fonte foram calculadas através de funções geométricas.

Nestas configurações as siglas descrevem a zona de incidência do feixe, assim, o LE 90° corresponde a um feixe que incide no lado esquerdo e emerge à direita do doente.

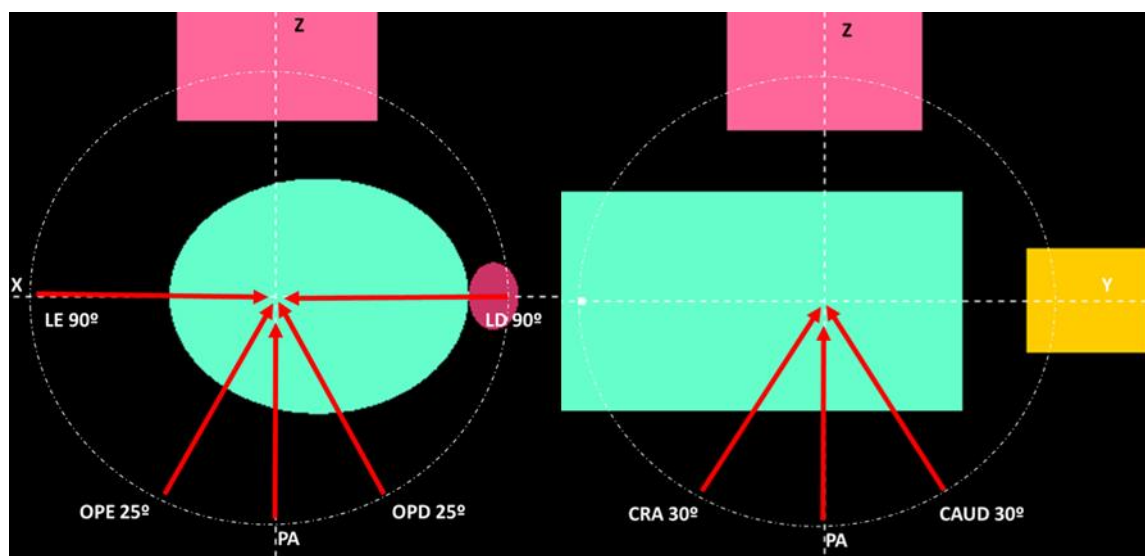


Figura 6. 15 - representação gráfica das incidências estudadas/realizadas durante a simulação.

6.7.1. Avaliação da dose em função da angulação

A partir dos resultados das simulações construiu-se a tabela 6.6 e aFigura 6. 16, que se seguem. Excepcionalmente, por motivos de diferença de dose muito elevada na incidência lateral direita, neste tópico do estudo o rácio de dose foi realizado com o valor máximo obtido nas simulações, ou seja, a energia depositada na projeção lateral direita no LAE.

Tabela 6. 6 - Valores de deposição de energia por fóton nas projeções simuladas.

Corpo	PA	30° CAUD	30° CRA	25° RAO	25° LAO	90° RAO	90° LAO
LAE	2,88E-01	1,96E-01	1,72E-01	1,93E-01	3,07E-01	2,06E+00	1,32E+00
LPE	7,94E-02	5,23E-02	4,64E-02	5,15E-02	8,33E-02	6,68E-01	2,71E-01
LPD	3,73E-02	2,34E-02	1,83E-02	1,88E-02	3,53E-02	4,09E-01	7,85E-02
LAD	1,75E-01	1,05E-01	1,00E-01	1,04E-01	1,76E-01	1,59E+00	5,18E-01

Podemos observar que existe uma diferença na deposição de energia entre as incidências laterais, com a fonte localizada lateralmente ao doente e as restantes incidências com a fonte localizadas por baixo do doente. A incidência lateral direita provoca maior deposição de energia, tal como é observado no gráfico que se segue e a incidência CRA 25°, menor dose.

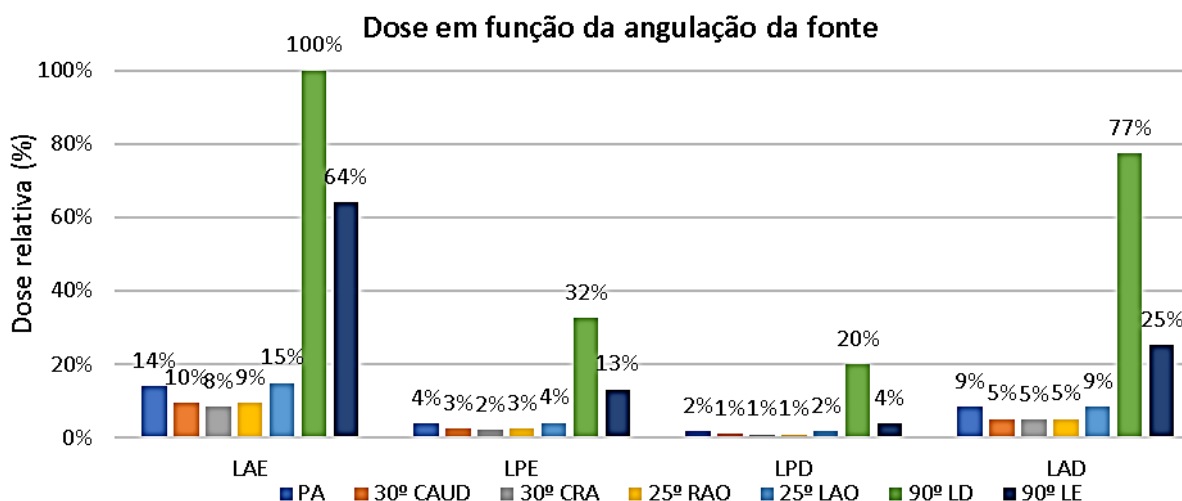


Figura 6. 16 - Gráfico representativo de deposição de dose em função da angulação do feixe para diversas projeções simuladas neste estudo. doses normalizadas à dose em posição Lateral Direita.

Para melhor análise dos dados, a diferença entre a energia depositada e as respetivas incertezas estão apresentadas para a geometria de interesse que apresentou os valores mais elevados, nomeadamente o lobo anterior esquerdo (tabela 6.7 e Figura 6. 17).

Tabela 6. 7 - Valores de deposição de energia por fóton a nível do LAE resultantes das simulações em função da angulação do feixe, a respetiva incerteza e a dose relativa, normalizada a dose LD.

	Energia Depositada (eV)	Incerteza (eV)	Dose relativa (%)
PA	2,88E-01	1,40E-02	14%
30° CAUD	1,96E-01	1,20E-02	10%
30° CRA	1,72E-01	1,10E-02	8%
25° RAO	2,02E-01	1,90E-02	9%
25° LAO	3,26E-01	2,40E-02	15%
90° LD	2,06E+00	3,70E-02	100%
90° LE	1,32E+00	2,90E-02	64%

Na projeção lateral direita ocorre uma rotação da fonte da sua posição inicial, para a direita, tal como demonstrado na Figura 6. 15, perfazendo um ângulo de 90° com o eixo de coordenadas z, que define a geometria do médico intervencionista. Uma vez que a

ampola roda no sentido do médico, que se encontra do lado direito do doente, a radiação emitida vai incidir no lado direito do doente e retro dispersar com maior intensidade no sentido do médico, como tal, observa-se uma maior deposição de energia resultante de radiação dispersa a nível da geometria de interesse.

No caso de incidência LE, a radiação incide do lado contralateral em direção ao médico, os fótons não absorvidos e dispersos incidem sobre o médico e ocorre uma deposição significativa de energia a nível da sua cabeça, deposição essa superior do que aquela que ocorre em projeções PA.

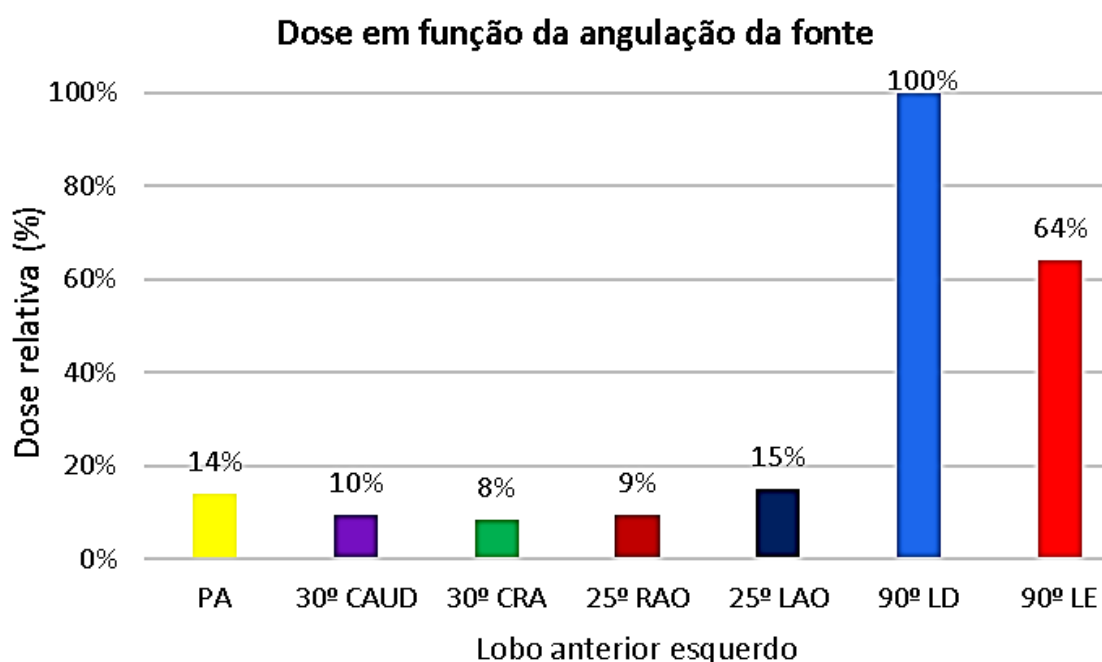


Figura 6. 17 – gráfico representativo de dose apenas no LAE em função da angulação do feixe, normalizada à 90°LD

Os resultados observados são consistentes com os relatados nos estudos de Siiskonen *et al.*, 2007, Koukorava *et al.*, 2011 e Bhar *et al.*, 2021 em que constatou-se uma dose mais elevada para outros ampola na posição LD, seguida de LE e PA e oblíqua.

Relativamente as incidências CRA 30° e CAUD 30°, nestas projeções a fonte encontra-se por baixo do doente, e quando esta tem direção caudal, a maior retro dispersão ocorre por baixo da mesa, os fótons não absorvidos têm direção no sentido da cabeça do paciente e apenas os fótons dispersos chegam à geometria de interesse. No caso da incidência 30° CAUD, esta tem sentido contrario a anterior, como tal, os fótons não absorvidos e dispersos têm direção no sentido do médico e maior deposição de energia ocorre nesta angulação.

Considerando a projeção cranial e caudal, valores mais elevados são registados com angulação caudal, uma diferença de 6% foi observada, estes resultados são

compatíveis com os resultados descritos no estudo de Santos *et al.*, 2015 que avaliam a exposição em projeções semelhantes.

Os dados descritos na presente dissertação podem ser adaptados à qualquer procedimento que obedece as condições descritas na metodologia e à qualquer equipamento que apresente as características idênticas (abertura do feixe, filtração, tensão).

A energia avaliada no presente estudo, depositada pelas partículas, tem origem na radiação dispersa proveniente do paciente, sendo este a sua principal fonte devido aos diferentes tecidos biológicos e seus coeficientes de atenuação.

Todos os dados obtidos das simulações não incluem a utilização de EPI's nem de barreiras de proteção recomendadas pelos diversos organismos, nomeadamente, ICRP, IAEA, NCRP, UNSCEAR, entre outros. Durante o período de observação constatou-se a presença de biombo suspenso com proteção equivalente a 0,5mm de chumbo, cortina de proteção entre a mesa e o médico intervencionista, EPI, nomeadamente aventais completos, colares da tiroide e óculos ou viseiras com o mesmo fator de proteção mas estes não foram incluídos no presente estudo uma vez que as simulações iniciais com fatores de proteção apresentavam valores muito baixos de deposição de energia e incertezas muito elevadas. Estes valores podem ter resultado de absorção por parte das proteções das partículas de radiação dispersa que já apresentam energia e capacidade de penetração mais reduzidos do que as partículas das fontes primárias.

Como tal, todas as simulações foram realizadas sem proteções recomendadas, consistem assim no estudo das situações de maior exposição para o profissional de saúde.

7. As Limitações do Estudo

O presente estudo demonstra algumas limitações associadas, nomeadamente a definição de alguns aspetos técnicos dos procedimentos e de aquisição de imagem.

A radiologia de intervenção é uma técnica dinâmica que permite observar as estruturas em movimento, realizar o estudo morfológico dos órgãos e dos vasos através de administração de meio de contraste intravenoso ou ingestão oral do mesmo. Dependendo do doente, o biótipo, a estatura e até mesmo a composição (densidade óssea, massa muscular ou massa adiposa) os parâmetros técnicos da exposição variam entre doentes.

Por se tratar de um procedimento dinâmico ou em tempo real, durante a realização do exame ou do procedimento vários parâmetros são possíveis de definir e dependem de combinação de diversos fatores, nomeadamente do doente (altura, diâmetro, composição corporal), do equipamento (gerador, tipo de emissão, filtração adicional, tamanho de recetor, condições técnicas da exposição) e do próprio operador (posição em relação ao equipamento e ao doente, experiência na execução dos procedimentos), entre outros. Dito isto, a definição de parâmetros das simulações sofreu várias alterações uma vez que foram baseados na literatura, inicialmente, e foram alterados de acordo com as condições praticadas dentro da unidade onde foi feita a recolha de parâmetros técnicos e iria ser feita a quantificação de dose através dos TLD's. Devido a atrasos na obtenção de autorizações por parte do hospital e do serviço de hemodinâmica, configurações baseadas na observação foram implementadas muito próximas da data de entrega da presente tese pelo que não tiveram a devida apreciação.

A situação atual de pandemia dificultou o acesso às instituições e atrasou o processo de obtenção de autorizações para a recolha de dados pretendidos e consequentemente a requisição dos TLD's por parte da empresa responsável pela dosimetria, como tal, ainda não foi executado o estudo de medição de dose a nível do crânio do Médico intervencionista através dos dosímetros e incluir os resultados na presente dissertação, tal como era pretendido inicialmente. Este estudo será realizado oportunamente e utilizado para futuros trabalhos e investigações na área.

Uma vez que as projeções realizadas sofrem algumas modificações interoperador, verificaram-se várias dificuldades em definir as projeções a simular e também na comparação com literatura existente, existem diversas combinações que diferem com o tipo de procedimento, se é diagnóstico ou terapêutico, o operador que executa o procedimento e a experiência pessoal e diversas projeções constam na literatura encontrada mas nem sempre compatível com as configurações descritas.

Para obter resultados viáveis e próximos das condições reais, elevado número de simulações foi realizado por cada parâmetro avaliado, entre 2×10^8 e 5×10^8 simulações, tornando cada estudo muito prolongado, com tempos de uma semana para obter os resultados.

A intensidade real do feixe é um dado muito importante dos equipamentos que permite quantificar a dose depositada no doente e no médico. A interpretação dos dados e a comparação dos mesmos com literatura disponível foi limitada por ausência de esse dado que nos permite quantificar diretamente a dose.

8. Recomendações para Estudos Futuros

Estudos semelhantes com integração de equipamentos de proteção, seja individual ou barreiras como biombos suspensos e cortinas é recomendado para definir melhor configuração das mesmas durante diferentes aquisições/projeções e de acordo com o tipo de acesso e posicionamento do doente utilizado.

Estudos com fantasmas físicos para perceber o comportamento da dose em função de parâmetros do doente (diâmetro, movimentos respiratórios, entre outros) são pertinentes para correlacionar com os estudos de simulação de dose/dosimétricos virtuais.

Estudos de medição de dose com TLD's e dosímetros diretos são pertinentes para avaliar a dose no médico intervencionista uma vez que os procedimentos de intervenção são dinâmicos, diversas projeções e tempos variáveis em cada configuração são praticados, o que dificulta a quantificação de dose através de métodos virtuais e cumulativos.

9. Conclusões

A Cardiologia de intervenção é uma especialidade que devido ao elevado número de procedimentos, a zona anatómica irradiada e longos tempos de exposição apresenta doses significativas no médico intervencionista.

O desenvolvimento tecnológico, quer dos equipamentos, quer avanços farmacológicos e inovações nas técnicas de tratamento minimamente invasivas proporcionaram um aumento de número de intervenções realizada diariamente e conseqüentemente maior exposição profissional.

Surgimento de relatos de lesões cerebrais, predominante do lado esquerdo, tornou pertinente a realização do presente estudo e outros semelhantes que pretendem avaliar a dose nessa região anatómica durante variados procedimentos registados na área de intervenção. No presente estudo observou-se que existe uma maior deposição de dose relativa no lobo anterior esquerdo, seguido de lobo anterior direito (61% da dose LAE), posterior esquerdo (28% da dose LAE) e por fim posterior direito (13% da dose LAE), o que resulta numa diferença de 40-45% entre o lado esquerdo e o direito, sendo esta superior à esquerda do médico intervencionista. Esta diferença pode ser explicada pelo facto de o lado esquerdo do médico encontrar-se mais próximo do isocentro de exposição e receber mais radiação dispersa proveniente do tórax do paciente.

Uma vez que a cardiologia de intervenção é uma técnica dinâmica e muito dependente do operador e das condições do paciente e do equipamento, vários parâmetros foram avaliados no presente trabalho.

O angiógrafo produz fotões-x através do embate de eletrões contra um ânodo de elevado número atómico, que ao interagirem com a matéria emitem radiação-x. Este feixe emitido apresenta uma gama de energias, sendo que algumas não apresentam intensidade suficiente para contribuir para formação de imagem mas contribui para dose no paciente. De modo a limitar essas energias utilizam-se filtros, de alumínio ou/e cobre, para eliminar as energias mais baixas e tornar o feixe mais penetrante, este efeito foi avaliado através das simulações e observou-se uma anulação significativa de energias abaixo de 30 kV, o que resulta na redução de dose no paciente.

A radiação ionizante obedece à lei do inverso do quadrado da distância e no presente estudo comparou-se as energias depositadas por fotão e os respetivos rácios entre configuração de acesso radial – mais próximo do isocentro, e a configuração femoral – mais afastado, e verificou-se uma redução em 63 % com aumento da distância em 20

cm em relação ao isocentro. Como tal, a abordagem femoral é recomendada de ponto de vista de proteção radiológica uma vez que o médico encontra-se mais afastado da fonte.

Durante a avaliação de deposição da energia em função das dimensões do tórax do paciente, região anatómica exposta, observou-se uma diminuição de dose com o aumento de volume. Este efeito é descrito noutros estudos de Monte Carlo e é compatível com o princípio de atenuação. Porém, na prática clínica os equipamentos de radiodiagnósticos estão equipados com um sistema de CAE que consiste numa câmara de ionização à entrada do detetor que permite otimizar os parâmetros técnicos de exposição e a atenuação da radiação observada é compensada com aumento dos kV, o que resulta no aumento de capacidade de penetração das partículas e no aumento de radiação dispersa que chega ao médico intervencionista.

Após a avaliação do efeito de energia na deposição de energia observou-se que existe um aumento de energia depositada com o aumento de kV, esta pode resultar de produção de mais radiação dispersa devido ao aumento de penetração do feixe o que torna as partículas menos absorvíveis e resulta em mais interações. Esse aumento, no presente estudo é de cerca de 25% para o lobo cerebral mais exposto (LAE) com aumento de kV em 10 unidades.

Relativamente ao efeito de angulação na deposição de energia observou-se que a projeção lateral direita 90° é a que deposita mais dose em todos os lobos do cérebro do médico. Nesta configuração a ampola localiza-se do lado direito do paciente, ou seja, o lado em que o médico está situado no presente estudo. Relativamente à angulação crânio-caudal, valores mais elevados são reportados nas projeções caudais que apresentam o sentido do feixe em direção aos pés e em direção do médico.

Uma vez que os relatos de surgimento de lesões cerebrais são relativamente recentes, reduzido número de estudos sobre o tópico dificultou a correlação de dados com literatura existente e comparação de doses a nível do crânio.

Os resultados obtidos através das simulações de Monte Carlo, em particular, através do PENELOPE, são apresentados como energia média por fóton simulado que é depositada na geometria definida. Ausência de literatura ou informação industrial sobre o débito de dose de um equipamento na gama de energias utilizadas neste estudo não permitiu obter valores de dose de exposição mas apenas a dose relativa, obtida através de rácio entre 2 energias diferentes, e no presente estudo, normalizada em função da energia recebida no LAE que apresenta maior energia.

Estudos com simulações de Monte Carlo e com outras técnicas de monitorização, tais como TLD's ou dosímetros diretos, podem ser úteis para determinar a dose de exposição nesta região anatómica.

10. Referências Bibliográficas

- Abdul Aziz, M. Z., Yani, S., Haryanto, F., Ya Ali, N. K., Tajudin, S. M., Iwase, H., & Musarudin, M. (2020). Monte Carlo simulation of X-ray room shielding in diagnostic radiology using PHITS code. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 13(1), 704–713.
<https://doi.org/10.1080/16878507.2020.1828020>
- Alzimami, K. S. (2018). Monte Carlo Study of 3D Stray Radiation during Interventional Procedures. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 07(04), 453–463.
<https://doi.org/10.4236/ijmpcero.2018.74038>
- Andrade, P. B., Nogueira, E. F., Rinaldi, F. S., Bienert, I. R. D. C., Barbosa, R. A., Bergonso, M. H., Matos, M. P. B., Matos Ferreira, C. F. B., Kreimer, S., Esteves, V. C., Tebet, M. A., Mattos, L. A. P., & Labrunie, A. (2015). Comparação entre as vias de acesso femoral e radial em procedimentos coronários invasivos após cirurgia de revascularização miocárdica. *Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva*, 23(1), 8–11.
<https://doi.org/10.1016/j.rbc.2014.12.001>
- Andreassi, M. G., Piccaluga, E., Guagliumi, G., Del Greco, M., Gaita, F., & Picano, E. (2016). Occupational health risks in cardiac catheterization laboratory workers. *Circulation: Cardiovascular Interventions*, 9(4), 1–8.
<https://doi.org/10.1161/CIRCINTERVENTIONS.115.003273>
- Andreo, P., Burns, D. T., Nahum, A. E., Seuntjens, J., & Attix, F. H. (2017). Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry. In Wiley. Wiley-VCH Publication.
- Antoni, R., & Bourgois, L. (2017). *Applied Physics of External Radiation Exposure* (1st ed.). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-48660-4>
- Ballinger, P., & Frank, E. (2003). *Merrill's Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Procedures* (10th ed.). Mosby.
- Bellezzo, M. (2014). *Desenvolvimento de um software de Monte Carlo para transporte de fótons em estruturas de voxels usando unidades de processamento gráfico*. Universidade de São Paulo.

- Bhar, M., Mora, S., Kadri, O., Zein, S., Manai, K., & Incerti, S. (2021). Monte Carlo study of patient and medical staff radiation exposures during interventional cardiology. *Physica Medica*, 82(October 2020), 200–210.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.01.065>
- Bogaert, E. (2008). *Evaluation of patient dose and image receptor performance in interventional cardiology*. University Ghent.
- Brasselet, C., Blanpain, T., Tassan-Mangina, S., Deschildre, A., Duval, S., Vitry, F., Gaillot-Petit, N., Clément, J. P., & Metz, D. (2008). Comparison of operator radiation exposure with optimized radiation protection devices during coronary angiograms and ad hoc percutaneous coronary interventions by radial and femoral routes. *European Heart Journal*, 29(1), 63–70.
<https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehm508>
- Bushong, S. (2016). Radiologic Science for Technologists. Physics, Biology and Protection. In A. Crofts, J. Menser, & J. Tillotson (Eds.), *Medical Physics* (11th ed.). Elsevier. <https://doi.org/10.1118/1.594213>
- Carroll, Q. B. (2011). *Radiography in Digital Age*. CHARLES C THOMAS, LTD.
- Cassola, V. F., De Melo Lima, V. J., Kramer, R., & Khoury, H. J. (2010). FASH and MASH: Female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. *Physics in Medicine and Biology*, 55(1), 133–162. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/1/009>
- Chan, H., & Doi, K. (1983). The validity of Monte Carlo simulation in studies of scattered radiation in diagnostic radiology. *Physics in Medicine and Biology*, 28(2), 109–129.
- Chow, R., Beaupre, L., Rudnisky, C., Otto, D., & Ckark, M. (2015). Surgeon's Perception of Fluoroscopic Radiation Hazards to Vision. *The Effects of Brief Mindfulness Intervention on Acute Pain Experience: An Examination of Individual Difference*, 1, 1689–1699.
<https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Dewji, S. A., & Hertel, N. E. (2019). *Advanced Radiation Protection Dosimetry*. CRC Press.
- Direção-Geral Ambiente Segurança Nuclear e Proteção Civil. (1999). *Orientações Relativas aos NRD para Exposições Médicas* (Vol. 5).
- Faulkner, K., Vano, E., Ortiz, P., & Ruiz, R. (2000). *Practical Aspects of Radiation*

- Protection in Interventional Radiology. *10th Congress of the IRPA*, 2, 1–11.
- Ferrari, P., Becker, F., Carinou, E., Chumak, V., Farah, J., Jovanovic, Z., Krstic, D., Morgun, A., Principi, S., & Teles, P. (2016). Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures. *Journal of Radiological Protection*, 36(4), 902–921.
<https://doi.org/10.1088/0952-4746/36/4/902>
- Ferrari, P., Jovanovic, Z., Bakhanova, E., Becker, F., Krstic, D., Jansen, J., Principi, S., Teles, P., Clairand, I., & Knezevic, Ž. (2020). Absorbed dose in the operator's brain in interventional radiology practices: evaluation through KAP value conversion factors. *Physica Medica*, 76(June), 177–181.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.07.011>
- Grech, E. D. (2018). *Practical interventional cardiology* (3rd ed.). Taylor and Francis Group. [https://doi.org/10.1016/s0300-8932\(02\)76721-3](https://doi.org/10.1016/s0300-8932(02)76721-3)
- Gunderman, R. (2006). *Essential Radiology, Clinical Presentation, Pathophysiology, Imaging* (2nd ed.). Thieme.
- Hall, E., & Giaccia, A. (2019). *Radiobiology for the Radiologist* (8th ed.). Wolters Kluwer.
- Hall, E. J., Phil, D., & Sc, D. (2000). *Radiobiology for the Radiologist* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Hirshfeld, J. W., Balter, S., Brinker, J. A., Kern, M. J., Klein, L. W., Lindsay, B. D., Tommaso, C. L., Tracy, C. M., Wagner, L. K., Creager, M. A., Elnicki, M., Lorell, B. H., Rodgers, G. P., Tracy, C. M., & Weitz, H. H. (2005). ACCF/AHA/HRS/SCAI clinical competence statement on physician knowledge to optimize patient safety and image quality in fluoroscopically guided invasive cardiovascular procedures: A report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Ass. In *A Report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training* (Issue 111). <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2004.10.014>
- IAEA. (2014a). *10 Recomendações para a proteção do staff em fluoroscopia*. 1–2.
- IAEA. (2014b). *10 Recomendações para proteção de pacientes em fluoroscopia*. 1–2.
- IAEA, & Informations System on Occupational Exposure in Medicine Industry and

- Research. (n.d.). *10 Pearls : Radiation protection of staff in fluoroscopy*.
<http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/Whitepapers/poster-patient-radiation-protection.pdf>
- ICRP. (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37 (2-4)*, Article 103.
- International Atomic Energy Agency. (2010). *Radiation Biology : a Handbook for Teachers and Students*. Sales and Promotion.
- Jackson, G. (2012). Brain cancer in interventional cardiologists and physicians - Is occupational radiation exposure the cause? *International Journal of Clinical Practice*, 66(6), 521. <https://doi.org/10.1111/j.1742-1241.2012.02958.x>
- Koukorava, C., Carinou, E., Ferrari, P., Krim, S., & Struelens, L. (2011). Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations. *Radiation Measurements*, 46(11), 1216–1222. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.06.057>
- Koukorava, C., Carinou, E., Ferrari, P., Krim, S., Struelens, L., Atomic, G., & Commission, E. (2011). *STUDY OF THE PARAMETERS AFFECTING OPERATOR DOSES IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY USING MONTE CARLO SIMULATIONS*.
- Lange, H. W. (2006). Randomized Comparison of Operator Radiation Exposure During Coronary Angiography and Intervention by Radial or Femoral Approach. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 67, 12–16. <https://doi.org/10.1002/ccd.20451>
- Le Heron, J., Padovani, R., Smith, I., & Czarwinski, R. (2010). Radiation protection of medical staff. *European Journal of Radiology*, 76(1), 20–23. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.06.034>
- Linnet, M. S., Slovis, T. L., Miller, D. L., Kleinerman, R., Lee, C., Rajaraman, P., & Gonzalez, A. B. De. (2012). Cancer Risks Associated With External Radiation From Diagnostic Imaging Procedures. *A Cancer Journal for Clinicians*, 62(2), 75–100. <https://doi.org/10.3322/caac.21132>.
- Marsh, R. M. (2016). Fluoroscopy Operators' Brains and Radiation. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 9(3), 301. <https://doi.org/10.1016/j.jcin.2015.09.040>

- Martin, C. J. (2009). A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. *Radiation Protection Dosimetry*, 136(3), 140–157.
<https://doi.org/10.1093/rpd/ncp168>
- Mccoll, N., Auvinen, A., Kesminiene, A., Espina, C., Harrison, J., Erdmann, F., Vries, E. De, & Schu, J. (2015). European Code against Cancer 4th Edition : Ionising and non-ionising radiation and cancer §. *International Journal of Cancer Epidemiology*, 39, 93–100.
<https://doi.org/10.1016/j.canep.2015.03.016>
- Mcvey, G. (2006). The effect of phantom type , beam quality , field size and field position on X-ray scattering simulated using Monte Carlo techniques. *The British Journal of Radiology*, 79(February), 130–141.
<https://doi.org/10.1259/bjr/59998010>
- Miller, D. L., Vañó, E., Bartal, G., Balter, S., Dixon, R., Padovani, R., Schueler, B., Cardella, J. F., & De Baère, T. (2010). Occupational radiation protection in interventional radiology: A joint guideline of the cardiovascular and interventional radiology society of Europe and the society of interventional radiology. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 21(5), 607–615.
<https://doi.org/10.1016/j.jvir.2010.01.007>
- Ministério da Saúde. (2008). Decreto-Lei n.º 222/2008. *Diário Da República*, 223, 8000–8076.
- Morrell, R. E. (2010). Dosimetry and optimisation in high dose fluoroscopic and fluorographic procedures [University of Nottingham]. In *Cardiovascular Imaging* (Issue March). <http://theses.nottingham.ac.uk/181/>
- National Council on Radiation Protection and Measurements. (2009). Ionizing radiation exposure of the population of the United States. In *Report 160* (Issue 1). <https://doi.org/10.1118/1.3245881>
- National Council on Radiation Protection and Measurements. (2015). *Health Effects of Low Doses of Radiation : Integrating Radiation* (Issue 24).
- National Research Council. (2006). Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. In *BEIR VII PHASE 2* (1st ed.).
- NCRP. (2009). *Ionizing radiation expo- sure of the population of the United States - NCRP Report no. 160*.
- Oliveira, A. D., Jesus, J., Leite, E., Serranheira, F., & Uva, A. S. (2009).

- Caracterização do feixe de radiação X num bloco operatório em cirurgia ortopédica. *Revista Portuguesa de Saúde Pública*, 27, 59–70.
- Paula, R. R. De. (2014). *Método de Monte Carlo e Aplicações*. Universidade Federal Fluminense.
- Pereira, H., Teles, R. C., Costa, M., Silva, P. C., Ferreira, R. C., Ribeiro, V. G., Santos, R., Abreu, P. F., Carvalho, H. C., Marques, J., Fernandes, R., Brandão, V., Martins, D., Drummond, A., Pipa, J. L., Seca, L., Calisto, J., Baptista, J., Matias, F., ... Almeida, M. (2015). Evolução da intervenção coronária percutânea entre 2004-2013. Atividade em Portugal segundo RNCI. *Revista Portuguesa de Cardiologia*, 34(11), 673–681.
<https://doi.org/10.1016/j.repc.2015.06.005>
- Picano, E., Vano, E., Domenici, L., Bottai, M., & Thierry-Chef, I. (2012). Cancer and non-cancer brain and eye effects of chronic low-dose ionizing radiation exposure. *BMC Cancer*, 12. <https://doi.org/10.1186/1471-2407-12-157>
- Podgrsak, E. (2006). *Radiation Physics for medical Physicists* (1st ed.). Springer.
- Presidência do Conselho de Ministros. (2019). Decreto-Lei n.º 108/2018. *Diário Da Republica*, 232(1a série), 5490–5543. <https://data.dre.pt/eli/dec-lei/108/2018/12/03/p/dre/pt/html>
- Reeves, R. R., Ang, L., Bahadorani, J., Naghi, J., Dominguez, A., Palakodeti, V., Tsimikas, S., Patel, M. P., & Mahmud, E. (2015). Invasive Cardiologists Are Exposed to Greater Left Sided Cranial Radiation: The BRAIN Study (Brain Radiation Exposure and Attenuation during Invasive Cardiology Procedures). *JACC: Cardiovascular Interventions*, 8(9), 1197–1206.
<https://doi.org/10.1016/j.jcin.2015.03.027>
- Roguin, A., & Bartal, G. (2016). Radiation and Your Brain. *Endovascular Today - Radiation Safety*, 155(1), 63–65.
<https://doi.org/10.1038/scientificamerican0736-20>
- Roguin, A., Goldstein, J., & Bar, O. (2012). Brain tumours among interventional cardiologists: A cause for alarm? Report of four new cases from two cities and a review of the literature. *EuroIntervention*, 7(9), 1081–1086.
<https://doi.org/10.4244/EIJV7I9A172>
- Roguin, A., Goldstein, J., Bar, O., & Goldstein, J. A. (2013). Brain and neck tumors among physicians performing interventional procedures. *American Journal of*

- Cardiology*, 111(9), 1368–1372. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2012.12.060>
- Roh, Y., Kim, J., Park, H., Kim, J., Ryu, D., Chun, K., Seo, J., Lee, B., Cho, B., & Yoon, Y. (2021). Effect of exposure angulation on the occupational radiation exposure during cardiac angiography: Simulation study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(15). <https://doi.org/10.3390/ijerph18158097>
- Salvat, F., Fernández-Vera, J., & Sempau, J. (2009). *PENELOPE-2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. November, 324.
- Santos, W. S., Carvalho, A. B., Hunt, J. G., & Maia, A. F. (2013). Using the Monte Carlo technique to calculate dose conversion coefficients for medical professionals in interventional radiology. *Radiation Physics and Chemistry*, 95, 177–180. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.01.036>
- Santos, W. S., Neves, L. P., Perini, A. P., Belinato, W., Caldas, L. V. E., Carvalho, A. B., & Maia, A. F. (2015). Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. *Physica Medica*, 31(8), 929–933. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.06.011>
- Sciahbasi, A., Ferrante, G., Fischetti, D., Miklin, D. J., Sarandrea, A., Schirripa, V., Guarracini, F., Arya, A., Loreni, G., Bruni, A., Rigattieri, S., Marini, M., Vagnarelli, S., Scevola, G., Reimers, B., Hindricks, G., & Cohen, M. (2017). Radiation dose among different cardiac and vascular invasive procedures: The RODEO study. *International Journal of Cardiology*, 240, 92–96. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2017.03.031>
- Siiskonen, T., Tapiovaara, M., Kosunen, A., Lehtinen, M., & Vartiainen, E. (2007). Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. *British Journal of Radiology*, 80(954), 460–468. <https://doi.org/10.1259/bjr/26692771>
- Siiskonen, T., Tapiovaara, M., Kosunen, A., Lehtinen, M., & Vartiainen, E. (2008). Occupational radiation doses in interventional radiology: Simulations. *Radiation Protection Dosimetry*, 129(1–3), 36–38. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn017>
- Smith, F. A. (2000). *A Primer of Applied Radiation Physics.pdf.pdf*. World Scientific.

- Sociedade Portuguesa de Cardiologia. (2021). *Registo Nacional de Cardiologia de Intervenção*.
- Süncksén, M., Bott, O. J., Dresing, K., & Teistler, M. (2020). Simulation of scattered radiation during intraoperative imaging in a virtual reality learning environment. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 15(4), 691–702. <https://doi.org/10.1007/s11548-020-02126-x>
- Sureka, C. S., & Armpilia, C. (2017). *Radiation Biology for Medical Physicists* (1st ed.). CRC Press.
- Tarighatnia, A., Mohammadalian, A., Ghojzade, M., Pourafkari, L., & Farajollahi, A. (2017). Beam projections and radiation exposure in transradial and transfemoral approaches during coronary angiography. *Anatolian Journal of Cardiology*, 18, 298–303. <https://doi.org/10.14744/AnatolJCardiol.2017.7724>
- Tauahata, L., Salati, I., Prinzio, R. D., & PrinZio, A. R. D. (2014). Radioproteção E Dosimetria : Fundamentos. In *IRD e CNEN* (10th ed.).
- Trout, E. D., Se, D., & Kelley, J. P. (1971). Scattered Radiation from a Tissue-Equivalent Phantom for X Rays from 50 to 300 kVp. *Radiation Physics*, 104(Julho), 161–169.
- UNSCEAR. (2010). Sources and Effects of Ionizing Radiation. In *UNSCEAR 2008 Report* (Vol. 1, Issue 1). United Nations. <https://doi.org/10.2307/3577647>
- UNSCEAR. (2012). Attributing Health Effects to Ionizing Radiation Exposure and Inferring Risks. In *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation: Vol. I*.
- Vano, E., Sánchez, R. M., Fernández, J. M., & Ten, J. I. (2019). Conversion factors to estimate effective doses from kerma area product in interventional cardiology. Impact of added filtration. *Physica Medica*, 68(September), 104–111. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.11.013>
- Whitley, A. S., Sloana, C., Hoadley, G., Moore, A. D., & Alsop, C. W. (2005). *Clark's Positioning in Radiography* (12th ed.). Hodder Headline Group.
- Williams, J. R. (1996). Scatter dose estimation based on dose-area product and the specification of radiation barriers. *The British Journal of Radiology*, 69(November), 1032–1037.
- Yap, E. M. L., Magno, L. P., Macaraeg, C. A., Pedroso, G. E., Ramos, A. G., Cruz, M. Z. S., Tuazon, A. A., Estacio, R. H., & Tria, R. B. (2021). Radiation Dose in Coronary Angiography and Percutaneous Coronary Intervention:

Establishment of Diagnostic Reference Levels at the Philippine Heart Center.
Interventional Cardiology Review, 16, 2021.

<https://doi.org/10.15420/icr.2021.16.po2>

Yoriyaz, H. (2009). Método de Monte Carlo : princípios e aplicações em Física Médica Monte Carlo Method : principles and applications in Medical Physics.
Revista Brasileira de Física Médica, 3(1), 141–149.

Zukowski, C. N., Wozniak, L., Filho, N. F. S. de S., Cordeiro, E. A., Rell, A., Leal, M., Stadler, J., Fortes, J. A. R., & Cerci, R. (2014). Radial vs. Femoral Artery Access in Elderly Patients Undergoing Percutaneous Coronary Intervention.
Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva (English Version), 22(2), 125–130.
<https://doi.org/10.1590/0104-1843000000022>

Anexos

Anexo I - Ficheiro de geometria da ampola de radiação utilizado para produção do espectro de fótons.

Anexo II Ficheiro input de simulação do espectro de fótons de 90 kV

Anexo III – ficheiro de geometria do fantoma simples

Anexo IV – ficheiro input de simulação de deposição de energia com fantoma simples em configuração PA.

Anexo V Ficheiro de definição de geometria complexa

Anexo VI - Ficheiro input de simulação para configuração de acesso femoral

Anexo II - Ficheiro input de simulação do espectro de fótons de 90 kV

Ficheiro que se segue corresponde a um ficheiro input.in utilizado para determinar os parâmetros das partículas com uma tensão de 90 kV

TITLE Simple x-ray generator, detector and filter.

>>>>>>> Source definition.

SKPAR 1 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 9e4 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT -5.0 0.0 0.0 [Coordinates of the source]
SCONE 90 0 0 [Conical beam; angles in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

MFNAME W.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 Al.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 Si.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 tube.geo [Geometry file, up to 20 chars]
DSMAX 1 2.0e-2 [IB, Maximum step length in body IB]
EABSB 1 1e4 1e4 1e4 [KB, local absorption energies, EABSB(1:3)]
EABSB 2 1e4 1e4 1e4 [KB, local absorption energies, EABSB(1:3)]

>>>>>>> Interaction forcing.

IFORCE 1 1 4 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 1 1 5 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 2 1 4 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 2 1 5 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 3 1 4 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 3 1 5 -50.0 0.1 2.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]

>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.

NBE 0.0 9.5e4 95 [Energy window and no. of bins]
NBANGL 90 45 [Nos. of bins for the angles THETA and PHI]

>>>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).

IPSF=0; no psf is created.

IPSF=1; the psf is created.

IDCUT=0; tracking is discontinued at the detector entrance.

IDCUT=1; the detector does not affect the tracking.

IDCUT=2; the detector does not affect tracking, the energy distribution of particle fluence (averaged over the volume of the detector) is calculated.

IMPDET 0.0 8.5e4 85 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
IDBODY 2 [Active body; one line for each body]

>>>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).

IMPDET 0.0 9.5e4 85 0 0 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
IDBODY 3 [Active body; one line for each body]

NSIMSH 2e9 [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]

END [Ends the reading of input data]

Anexo IV – ficheiro input de simulação de deposição de energia com fantoma simples em configuração PA.

TITLE Simple x-ray generator, detector and filter.

.
>>>>>>>> Source definition.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]

.
Energy spectrum of

SPECTR	5.59E+02	1.00E-35
SPECTR	1.68E+03	1.00E-35
SPECTR	2.79E+03	1.00E-35
SPECTR	3.91E+03	1.00E-35
SPECTR	5.03E+03	1.00E-35
SPECTR	6.15E+03	1.00E-35
SPECTR	7.26E+03	1.00E-35
SPECTR	8.38E+03	1.00E-35
SPECTR	9.50E+03	1.00E-35
SPECTR	1.06E+04	3.35E-12
SPECTR	1.17E+04	2.76E-12
SPECTR	1.29E+04	2.00E-12
SPECTR	1.40E+04	8.82E-12
SPECTR	1.51E+04	3.83E-11
SPECTR	1.62E+04	1.39E-10
SPECTR	1.73E+04	3.48E-10
SPECTR	1.84E+04	6.90E-10
SPECTR	1.96E+04	1.23E-09
SPECTR	2.07E+04	1.86E-09
SPECTR	2.18E+04	2.65E-09
SPECTR	2.29E+04	3.36E-09
SPECTR	2.40E+04	4.16E-09
SPECTR	2.51E+04	4.92E-09
SPECTR	2.63E+04	5.50E-09
SPECTR	2.74E+04	6.04E-09
SPECTR	2.85E+04	6.59E-09
SPECTR	2.96E+04	6.94E-09
SPECTR	3.07E+04	7.34E-09
SPECTR	3.19E+04	7.52E-09
SPECTR	3.30E+04	7.68E-09
SPECTR	3.41E+04	7.75E-09
SPECTR	3.52E+04	7.73E-09
SPECTR	3.63E+04	7.84E-09
SPECTR	3.74E+04	7.69E-09
SPECTR	3.86E+04	7.64E-09
SPECTR	3.97E+04	7.39E-09
SPECTR	4.08E+04	7.36E-09
SPECTR	4.19E+04	7.17E-09
SPECTR	4.30E+04	6.83E-09
SPECTR	4.41E+04	6.74E-09
SPECTR	4.53E+04	6.65E-09
SPECTR	4.64E+04	6.37E-09
SPECTR	4.75E+04	6.16E-09
SPECTR	4.86E+04	5.95E-09
SPECTR	4.97E+04	5.82E-09
SPECTR	5.09E+04	5.59E-09
SPECTR	5.20E+04	5.44E-09
SPECTR	5.31E+04	5.20E-09
SPECTR	5.42E+04	4.95E-09
SPECTR	5.53E+04	4.82E-09
SPECTR	5.64E+04	4.66E-09
SPECTR	5.76E+04	7.40E-09
SPECTR	5.87E+04	4.25E-09
SPECTR	5.98E+04	9.27E-09
SPECTR	6.09E+04	3.83E-09

SPECTR	6.20E+04	3.62E-09
SPECTR	6.31E+04	3.48E-09
SPECTR	6.43E+04	3.28E-09
SPECTR	6.54E+04	3.13E-09
SPECTR	6.65E+04	3.61E-09
SPECTR	6.76E+04	4.02E-09
SPECTR	6.87E+04	3.02E-09
SPECTR	6.99E+04	2.58E-09
SPECTR	7.10E+04	2.28E-09
SPECTR	7.21E+04	2.23E-09
SPECTR	7.32E+04	2.01E-09
SPECTR	7.43E+04	1.85E-09
SPECTR	7.54E+04	1.74E-09
SPECTR	7.66E+04	1.61E-09
SPECTR	7.77E+04	1.49E-09
SPECTR	7.88E+04	1.34E-09
SPECTR	7.99E+04	1.22E-09
SPECTR	8.10E+04	1.08E-09
SPECTR	8.21E+04	1.01E-09
SPECTR	8.33E+04	8.62E-10
SPECTR	8.44E+04	7.48E-10
SPECTR	8.55E+04	6.11E-10
SPECTR	8.66E+04	4.77E-10
SPECTR	8.77E+04	3.44E-10
SPECTR	8.89E+04	1.97E-10
SPECTR	9.00E+04	6.54E-11
SPECTR	9.11E+04	1.00E-35
SPECTR	9.22E+04	1.00E-35
SPECTR	9.33E+04	1.00E-35
SPECTR	9.44E+04	1.00E-35
SPECTR	9.44E+04	-1.00E+00

SPOSIT 60.0 30.0 -80.0 [Coordinates of the source]
 SCONE 0 0 8 [Conical beam; angles in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

MFNAME PM.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 OCOM.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 brain.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 FS.geo [Geometry file, up to 20 chars]
 DSMAX 1 2.0e-2 [IB, Maximum step length in body IB]
 EASBS 1 1e3 1e3 1e3 [KB, local absorption energies, EASBS(1:3)]
 EASBS 2 1e3 1e3 1e3 [KB, local absorption energies, EASBS(1:3)]

>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.

NBE 0.0 8.5e4 85 [Energy window and no. of bins]
 NBANGL 90 45 [Nos. of bins for the angles THETA and PHI]

NSIMSH 2e9 [Desired number of simulated showers]
 TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]

END [Ends the reading of input data]

Anexo VI - Ficheiro input de simulação para configuração de acesso femoral

TITLE Simple x-ray generator, detector and filter.

>>>>>>>> Source definition.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]

Energy spectrum of

SPECTR	5.00E+02	1.00E-35
SPECTR	1.50E+03	1.00E-35
SPECTR	2.50E+03	1.00E-35
SPECTR	3.50E+03	1.00E-35
SPECTR	4.50E+03	1.00E-35
SPECTR	5.50E+03	1.00E-35
SPECTR	6.50E+03	1.00E-35
SPECTR	7.50E+03	1.00E-35
SPECTR	8.50E+03	1.00E-35
SPECTR	9.50E+03	1.00E-35
SPECTR	1.05E+04	2.28E-12
SPECTR	1.15E+04	3.19E-12
SPECTR	1.25E+04	3.01E-12
SPECTR	1.35E+04	5.05E-12
SPECTR	1.45E+04	1.69E-11
SPECTR	1.55E+04	5.93E-11
SPECTR	1.65E+04	1.74E-10
SPECTR	1.75E+04	3.41E-10
SPECTR	1.85E+04	6.59E-10
SPECTR	1.95E+04	1.06E-09
SPECTR	2.05E+04	1.56E-09
SPECTR	2.15E+04	2.14E-09
SPECTR	2.25E+04	2.75E-09
SPECTR	2.35E+04	3.36E-09
SPECTR	2.45E+04	3.90E-09
SPECTR	2.55E+04	4.42E-09
SPECTR	2.65E+04	4.96E-09
SPECTR	2.75E+04	5.34E-09
SPECTR	2.85E+04	5.66E-09
SPECTR	2.95E+04	5.92E-09
SPECTR	3.05E+04	6.21E-09
SPECTR	3.15E+04	6.32E-09
SPECTR	3.25E+04	6.42E-09
SPECTR	3.35E+04	6.52E-09
SPECTR	3.45E+04	6.53E-09
SPECTR	3.55E+04	6.50E-09
SPECTR	3.65E+04	6.46E-09
SPECTR	3.75E+04	6.37E-09
SPECTR	3.85E+04	6.33E-09
SPECTR	3.95E+04	6.16E-09
SPECTR	4.05E+04	6.04E-09
SPECTR	4.15E+04	5.90E-09
SPECTR	4.25E+04	5.82E-09
SPECTR	4.35E+04	5.60E-09
SPECTR	4.45E+04	5.44E-09
SPECTR	4.55E+04	5.23E-09
SPECTR	4.65E+04	5.13E-09
SPECTR	4.75E+04	4.95E-09
SPECTR	4.85E+04	4.73E-09
SPECTR	4.95E+04	4.57E-09
SPECTR	5.05E+04	4.38E-09
SPECTR	5.15E+04	4.28E-09
SPECTR	5.25E+04	4.09E-09
SPECTR	5.35E+04	3.91E-09

SPECTR	5.45E+04	3.76E-09
SPECTR	5.55E+04	3.57E-09
SPECTR	5.65E+04	3.45E-09
SPECTR	5.75E+04	4.30E-09
SPECTR	5.85E+04	3.11E-09
SPECTR	5.95E+04	4.88E-09
SPECTR	6.05E+04	2.79E-09
SPECTR	6.15E+04	2.63E-09
SPECTR	6.25E+04	2.54E-09
SPECTR	6.35E+04	2.39E-09
SPECTR	6.45E+04	2.20E-09
SPECTR	6.55E+04	2.06E-09
SPECTR	6.65E+04	2.14E-09
SPECTR	6.75E+04	2.21E-09
SPECTR	6.85E+04	1.67E-09
SPECTR	6.95E+04	1.68E-09
SPECTR	7.05E+04	1.33E-09
SPECTR	7.15E+04	1.20E-09
SPECTR	7.25E+04	1.12E-09
SPECTR	7.35E+04	9.58E-10
SPECTR	7.45E+04	8.31E-10
SPECTR	7.55E+04	6.84E-10
SPECTR	7.65E+04	5.71E-10
SPECTR	7.75E+04	4.53E-10
SPECTR	7.85E+04	2.99E-10
SPECTR	7.95E+04	1.49E-10
SPECTR	8.05E+04	1.00E-35
SPECTR	8.15E+04	1.00E-35
SPECTR	8.25E+04	1.00E-35
SPECTR	8.35E+04	1.00E-35
SPECTR	8.45E+04	1.00E-35
SPECTR	8.45E+04	-1.00E+00

SPOSIT 46.0 50.0 -80.0 [Coordinates of the source]
SCONE 0 0 8 [Conical beam; angles in deg]

>>>>>> Material data and simulation parameters.

MFNAME PM.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 OCOM.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 brain.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 FS.geo [Geometry file, up to 20 chars]
DSMAX 1 2.0e-2 [IB, Maximum step length in body IB]
EABSB 1 1e3 1e3 1e3 [KB, local absorption energies, EABSB(1:3)]
EABSB 2 1e3 1e3 1e3 [KB, local absorption energies, EABSB(1:3)]

>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.

NBE 0.0 8.5e4 85 [Energy window and no. of bins]
NBANGL 90 45 [Nos. of bins for the angles THETA and PHI]

NSIMSH 2e9 [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]

END [Ends the reading of input data]