

Estudo dosimétrico da exposição de pacientes pediátricos com cardiopatias congénitas a raios-X devido a procedimentos de cardiologia de intervenção

Raquel Costa

Mestrado em Física Médica

Departamento de Física e Astronomia da Faculdade de Ciências da
Universidade do Porto

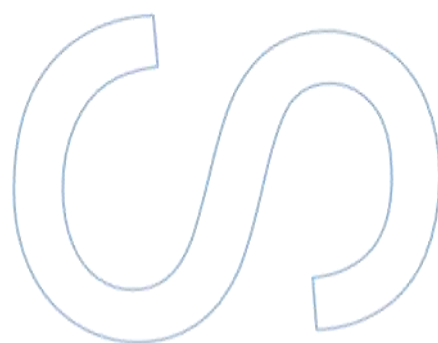
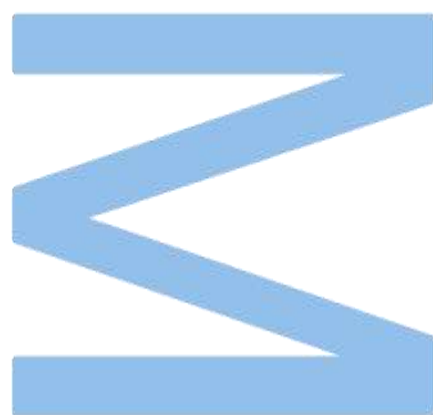
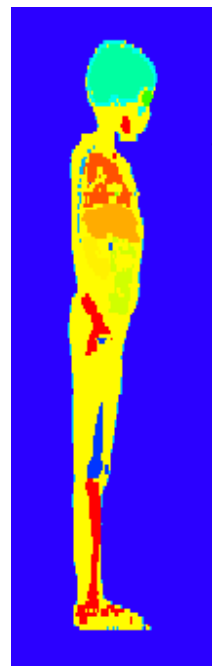
2021/22

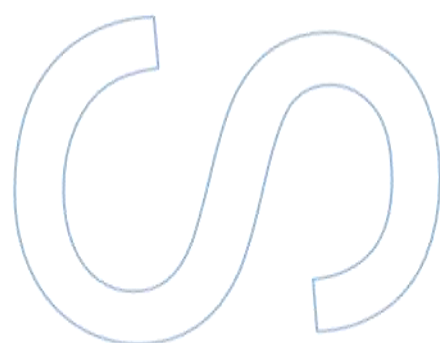
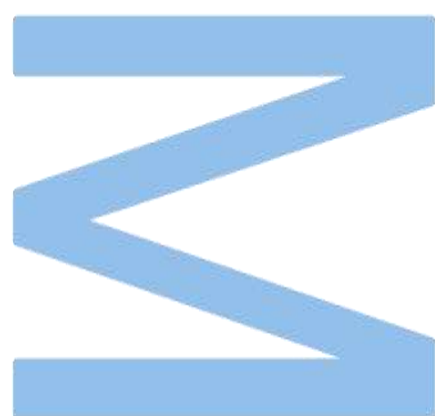
Orientador

Pedro Teles, Professor Auxiliar Departamento de Física e
Astronomia, Faculdade de Ciências da
Universidade do Porto

Coorientadora

Teresa Pinheiro, Investigadora Principal, Instituto Superior
Técnico, Universidade de Lisboa





Declaração de Honra

Eu, Raquel Alexandra da Luz Costa, inscrito(a) no Mestrado em Física Médica da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto declaro, nos termos do disposto na alínea a) do artigo 14.º do Código Ético de Conduta Académica da U.Porto, que o conteúdo da presente dissertação reflete as perspetivas, o trabalho de investigação e as minhas interpretações no momento da sua entrega.

Ao entregar esta dissertação, declaro, ainda, que a mesma é resultado do meu próprio trabalho de investigação e contém contributos que não foram utilizados previamente noutros trabalhos apresentados a esta ou outra instituição.

Mais declaro que todas as referências a outros autores respeitam escrupulosamente as regras da atribuição, encontrando-se devidamente citadas no corpo do texto e identificadas na secção de referências bibliográficas. Não são divulgados na presente dissertação quaisquer conteúdos cuja reprodução esteja vedada por direitos de autor.

Tenho consciência de que a prática de plágio e auto-plágio constitui um ilícito académico.

Raquel Costa

Porto, 28 de janeiro de 2023

Agradecimentos

Os meus mais sinceros agradecimentos,

Ao meu orientador e coorientadora, Professor Pedro Teles e Professora Teresa Pinheiro, pelo apoio, e orientação prestados ao longo deste projeto, que tornaram a execução do mesmo mais cativante.

À profissional Teresa Loupa, fulcral para o desenvolvimento desta tese e sempre disponível a ajudar.

À professora Joana Santos e a professora Octávia Monteiro Gil, mostrando-se muito prestáveis.

À Doutora Fátima Pinto, Diretora do Centro de Referências de Cardiopatias Congénitas (CHULC, Hospital de Santa Marta) pelo entusiasmo com que acolheu este estudo.

A todos os docentes que me acompanharam ao longo deste, pela partilha dos seus conhecimentos, bem como a orientação e tempo disponibilizado, que me proporcionaram as bases necessárias.

Aos amigos e colegas que durante o desenvolvimento do projeto e ao longo de todo o percurso académico contribuíram com o seu conhecimento, incentivo, opinião, carinho e dedicação.

E principalmente aos meus pais, por todas as oportunidades que me proporcionaram, sempre acompanhadas pelo seu apoio, paciência e compreensão.

Resumo

Os pacientes pediátricos com doenças cardíacas congénitas têm de passar por uma série de procedimentos diagnósticos e de intervenção recorrendo a raios-X desde a fase inicial das suas vidas. Atualmente, a taxa de sobrevivência destes doentes é elevada, prolongando, com boa qualidade, as suas vidas. No entanto, diversas complicações e sequelas podem surgir o que exige diagnósticos recorrentes com tecnologias avançadas de imagem, como tomografia computadorizada e de serem tratadas com técnicas de cateterismo.

Devido à sua complexidade, estes métodos diagnósticos e terapêuticos envolvem um grande número de aquisições de imagens radiológicas, por vezes repetitivas, o que resulta em períodos cumulativos de exposição a raios-X e exposições prolongadas à radiação ionizante (RI). Esta exposição precoce e prolongada às RI é uma fonte de preocupação, pois há evidências científicas de que a RI cumulativa pode aumentar o risco de cancro e outros problemas de saúde. Além disso, é uma prática pouco comum registar a dose cumulativa dos raios-X ou RI ao longo da vida destes pacientes.

Este estudo tem como objetivo avaliar as doses de radiação recebidas pelos pacientes durante a execução de procedimentos cardiológicos de diagnóstico e intervenção, num grupo de crianças submetidas a cateterismo cardíaco num Centro de Referência de Doenças Cardíacas Congénitas, utilizando métodos de Monte Carlo (MC) com sequências computacionais específicas da idade, baseados em testes experimentais em fantomas antropomórficos pediátricos (CIRS ATOM 705).

A simulação do laboratório de cateterismo foi implementada com sucesso usando MCNPX, a fonte de raios X foi simulada, e os resultados comparados com os resultados obtidos a partir de medições reais.

Este trabalho permitirá, em ocasiões futuras, obter a dose nos diferentes órgãos de pacientes pediátricos, e posteriormente correlacioná-la com resultados radiobiológicos para inferir relações entre exposição à radiação e dano cromossómico, ou outras lesões.

Palavras-chave: Cardiologia de Intervenção, Pacientes Pediátricos, Raios-X, Cardiopatias Congénitas, Dose Acumulada, Monte Carlo

Abstract

Paediatric patients with congenital heart diseases need to undergo a series of diagnostic and interventional procedures using X-rays from the early stages of their lives. The elevated survival rate of surgical correction prolongs their lives with good quality of life, but several complications and sequela remain, that need to be diagnosed using advanced image technology, such as CT scans, and to be treated with catheterization techniques.

Due to their complexity, these diagnostic and therapeutic methods involve a high number of accurate radiologic images, sometimes repetitive acquisitions, resulting in cumulative long periods of exposure to X-rays and protracted exposures to ionising radiation (IR). This early and prolonged exposure to IR is a source of concern, as there is scientific evidence that cumulative IR can increase the risk of cancer and other health problems. Additionally, it is an uncommon practice to register the cumulative X-Ray or IR dose along these patients' life.

This study aims to evaluate the radiation doses received by patients during the execution of diagnostic and intervention cardiology procedures, in a group of children submitted to cardiac catheterization at a Single Portuguese Reference Centre of Congenital Heart Diseases, using measurements Monte Carlo (MC) methods with age-specific computational sequences, based on paediatric anthropomorphic phantoms (CIRS ATOM 705) experimental tests.

The simulation of the Cath lab was successfully implemented using MCNPX, the X-ray source was simulated, and the results compared with the results obtained from real measurements.

This work will allow, on future occasions, to obtain the dose in the different organs of paediatric patients, and afterwards correlate it with radiobiological results to infer relationships between radiation exposure and chromosomal damage, or other injury.

Keywords: Interventional cardiology, Paediatric patients, X-Rays, Congenital Heart Diseases, Cumulative dose, Monte Carlo

Índice

Lista de Tabelas	ix
Lista de Gráficos.....	xi
Lista de Figuras	xii
Lista de Abreviaturas	xv
Introdução.....	2
Motivação e objetivos.....	2
Radiação ionizante e a sua aplicação em Medicina	3
Radiação diretamente ionizante.....	3
Radiações indiretamente ionizantes	3
Emissão de Raios-X.....	4
Produção de Raios-X para diagnóstico.....	4
Interação da RI com a matéria	5
Efeito Fotoelétrico.....	6
Difusão de Compton	8
Produção de pares e tripletos	9
Difusão de Rayleigh.....	9
Coeficientes totais de atenuação, transferência energética e absorção energética	10
Dosimetria e grandezas dosimétricas.....	12
Grandezas Físicas.....	13
Grandezas de Proteção	18
Níveis de referência de diagnóstico.....	23
Classificação da RI em contexto de radiologia	24
Radiação primária ou direta.....	24
Radiação secundária, dispersa ou difusa	25
Radiação de fuga.....	25
Efeitos biológicos da exposição às radiações ionizantes.....	26

Efeitos determinísticos.....	26
Efeitos estocásticos	27
Diferenças anatómicas e fisiológicas entre crianças e adultos.....	30
Diferenças dosimétricas nas crianças e adultos.....	33
Diferenças dos efeitos nas crianças e adultos	34
Efeitos Radiobiológicos da CI.....	34
Proteção Radiológica	40
Tipos de Exposições.....	40
Valores Éticos Centrais.....	41
Princípios da Proteção Radiológica	42
Legislação em Portugal	44
Cardiopatias congénitas	46
Estrutura do coração	47
Tipos de Cardiopatias	47
Cardiopatía congénita cianótica.....	47
Cardiopatía congénita não cianótica	47
Cardiopatía congénita não cianótica	48
Cardiopatía congénita cianótica.....	49
Cardiologia de Intervenção	51
Procedimentos	51
Fluoroscopia.....	53
O Equipamento de fluoroscopia.....	54
Qualidade da Imagem.....	60
Campo de visão e a Ampliação	62
Proteção Radiológica dos Pacientes de CI.....	62
Fatores que influenciam a dose recebida pelos pacientes	63
Materiais e Métodos.....	66
Caracterização dos procedimentos de CI pediátricos realizados no Hospital Santa Marta.....	66

Equipamento utilizado	71
Sala de Procedimento CI	71
Fantoma Pediátrico antropomórfico	73
Dosímetros <i>RaySafe i3</i>	74
Método de Monte Carlo	76
MCNP	78
Estrutura de um ficheiro de Input	79
Fantomas de voxel	84
Ficheiros DICOM	86
Resultados, Análise e Discussão	88
Medição para validação da simulação	88
Análise dos valores obtidos	89
Validação do procedimento de CI no MCNP	91
Espectro da fonte	91
Representação no MCNP	91
Resultados obtidos	98
Estudo da fibra de carbono	105
Densidade	105
Ângulo de emissão da fonte	107
Tamanho do campo	109
Cálculo da Dose em fantomas de voxel	114
Conclusão	119
Limitações	121
Referências Bibliográficas	124
Anexos	132
Anexo 1-Dados dos pacientes e procedimentos	133
Anexo 2- Comandos para definição superfícies no MCNP	134
Anexo 3- Comandos para definição de Fonte no MCNP	135

Anexo 4 - Massas dos órgãos dos fantasmas de 2 meses, 11 meses, 5 anos e 11 anos	136
Anexo 5- Simulação MCNP: Modo (partículas consideradas pela simulação) e a sua influência nos resultados	137
Anexo 6- Simulação MCNP: Alteração da densidade	138
Anexo 7-Simulação MCNP: Alteração do Ângulo de emissão da fonte	139
Anexo 8-Simulação MCNP: Alteração do tamanho do campo	140

Lista de Tabelas

Tabela 1-Resumo das interações da RI com a matéria[8].....	12
Tabela 2-Fatores de Ponderação de Radiação [11]	19
Tabela 3-Fatores de Ponderação dos Tecidos[18]; a) Glândulas adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/colo uterino	20
Tabela 4-Doses de referência padrão de exames cardiológicos comuns [19],[20]	20
Tabela 5-DRL para Radiografia e Fluoroscopia pediátrica[24]	24
Tabela 6-Risco adicional de incidência de cancro conforme a média dos valores por idade e género associada aos procedimentos radiológicos em crianças comparado com o risco padrão de cancro(LBR- <i>lifetime baseline risk</i> ; LAR- <i>lifetime attributable risk</i>) [2]	28
Tabela 7-Coefficientes de risco normalizados para o dano para EE após exposição à RI em baixa taxa de dose [18]	28
Tabela 8-Valores de referência para massas (g) de órgãos e tecidos em função da idade[30].....	32
Tabela 9-Valores de referência para altura, massa e área de superfície do corpo total [18]	32
Tabela 10-Aspetos dosimétricas adultos vs crianças[30]	33
Tabela 11-Limites de dose para se observar determinado efeito e o tempo que decorre entre a irradiação e o aparecimento da lesão[3]	35
Tabela 12-Estudos sobre a relação das CC e o cancro[7]	38
Tabela 13-Exemplos de Cardiopatias	48
Tabela 14-Procedimentos de tratamento de CC[53], [56]	52
Tabela 15-- Informação dosimétrica dos procedimentos realizados entre junho e setembro de 2022, de acordo com o tipo de procedimento. Valores representam média e desvio padrão (x+dp), entre parêntesis indicam-se os valores mínimos e máximos.	68
Tabela 16-Características da Sala [68], [80]–[82]-a) valor obtido a partir do estudo no capítulo “Alterações na simulação MCNP”	73
Tabela 17-Características dosímetros Raysafe i3[87]	75
Tabela 18-Macrobodies disponíveis no MCNP[93]	81
Tabela 19-Tipos de Tallies disponíveis no MCNP[93]	83
Tabela 20-Características dos fantasmas de voxel base[77]	84
Tabela 21-Características dos fantasmas alterados	85
Tabela 22-Informações das condições das várias exposições	88

Tabela 23-Doses medidas nos dosímetros Raysafe i3	89
Tabela 24-Análise das doses acumuladas no nónio e coração	89
Tabela 25-Composições das fibras de carbono[102]	102
Tabela 26-Tabela de conversão e erro relativo dos resultados da simulação	103
Tabela 27-Valores obtidos para o estudo da densidade da mesa do paciente.....	105
Tabela 28-Valores obtidos para o estudo da densidade da mesa do paciente após variação do raio do feixe.....	108
Tabela 29-Valores obtidos para o estudo da densidade da mesa do paciente após variação do tamanho do campo	110
Tabela 30-Informações dos procedimentos	114
Tabela 31-Resultados das simulações dos procedimentos.....	115
Tabela 32-Doses equivalentes obtidas nas simulações	116
Tabela 33-Simulação dos procedimentos 1 e 2 em fantasmas com peso e altura diferentes.....	117
Tabela 34-Simulação de procedimento 3 e 4 em fantasmas com peso e altura diferentes	117
Tabela A 1-Dados dos pacientes e procedimentos	133
Tabela A 2-Comandos para definição superfícies no MCNP.....	134
Tabela A 3-Comandos para definição de Fonte no MCNP	135
Tabela A 4-Massas dos fantasmas de voxel escalonados para 2 e 11 meses.....	136
Tabela A 5-Massas dos fantasmas de voxel escalonados para 5 e 11 anos	136
Tabela A 6-Modo (partículas consideradas pela simulação) e a sua influência nos resultados	137
Tabela A 7-Simulação MCNP: Alteração da densidade	138
Tabela A 8-Simulação MCNP: Alteração do Ângulo de emissão da fonte.....	139
Tabela A 9-Simulação MCNP: Alteração do tamanho do campo	140

Lista de Gráficos

Gráfico 1-Distribuição dos pacientes que foram sujeitos a procedimentos de CI entre junho e setembro de 2022, de acordo com o género	67
Gráfico 2-Distribuição das idades dos pacientes que foram submetidos a procedimentos de CI entre junho e setembro de 2022.....	67
Gráfico 3-Distribuição dos procedimentos de CI realizados entre junho e setembro de 2022, de acordo com o tipo de procedimento	68
Gráfico 4-Distribuição dos valores de Dose consoante o tipo de procedimento	69
Gráfico 5-Distribuição dos valores de DAP consoante o tipo de procedimento	69
Gráfico 6-Distribuição dos valores de dose acumulada do nónio	90
Gráfico 7-Distribuição dos valores de dose acumulada do coração	90
Gráfico 8-Espetro de energia da fonte de Raio-X utilizado.....	91
Gráfico 9-Dose acumulada no coração, Medida vs Fibras simuladas	104
Gráfico 10-Dose acumulada no nónio, Medida vs Fibras simuladas	104
Gráfico 11-Dose acumulada no coração, Medida vs Densidades da fibra PAN simuladas	106
Gráfico 12-Dose acumulada no nónio, Medida vs Densidades da fibra PAN simuladas	106
Gráfico 13-Dose acumulada no coração Medida vs Simulada (densidades da fibra PAN simuladas para ângulo de emissão de 10 graus)	108
Gráfico 14-Dose acumulada no nónio Medida vs Simulada (densidades da fibra PAN simuladas para ângulo de emissão de 10 graus)	109
Gráfico 15-Dose acumulada no coração Medida vs Simulada (densidades da fibra PAN simuladas para campo 20 x 20 a 86 cm da fonte).....	111
Gráfico 16-Dose acumulada no nónio Medida vs Simulada (densidades da fibra PAN simuladas para campo 20 x 20 a 86 cm da fonte).....	111
Gráfico 17-Comparação dos valores medidos e simulados para o coração	112
Gráfico 18-Comparação dos valores de dose medidos e simulados para o nónio.....	113

Lista de Figuras

Figura 1-Configuração simplificada de um tubo de raio-X[12]	4
Figura 2-Espetro de Raios-X, (A) Bremsstrahlung e (B)Espetro característico[11].....	5
Figura 3-Regiões de predominância das três principais formas de interação de fótons com matéria [8]	6
Figura 4-Esquema representativo do efeito fotoelétrico [15]	7
Figura 5-Esquema representativo da difusão de Compton [8].....	8
Figura 6-Esquema representativo da produção de pares[8].....	9
Figura 7-Characterização do feixe de radiação no ponto P quanto à da radiação que atravessa a superfície esférica S[16]	13
Figura 8-Esquema resumo das grandezas dosimétricas físicas[9].....	18
Figura 9-Parâmetros de dose relevantes para procedimentos fluoroscópicos [21].....	21
Figura 10-Esquema de classificação da RI quanto à sua origem[26]	25
Figura 11-Relação dose-efeito (%) para efeitos estocásticos (A) e efeitos determinísticos(B)	27
Figura 12-Efeitos biológicos da RI [18]	29
Figura 13-Curvas de crescimento de diferentes partes e tecidos do corpo[30]	31
Figura 14-Paciente de 17 anos que apresenta Radiodermite crônica, estado 2 anos após ser submetida a duas ablações cardíacas consecutivas[17]	37
Figura 15-Paciente de 7 anos com Radiodermite no braço direito, 4 meses após ser submetido a uma ablação cardíaca[4]	37
Figura 16-Esquema de um coração saudável[51]	47
Figura 17-Esquema da Comunicação interauricular[55].....	48
Figura 18-Esquema da Comunicação interventricular[55]	48
Figura 19-Esquema da Persistência do canal arterial [55]	48
Figura 20-Esquema de Defeito no septo auriculoventricular[55]	49
Figura 21-Esquema de Tetralogia de Fallot[55]	49
Figura 22-Esquema da anomalia de Ebstein[57].....	49
Figura 23-Esquema de Atresia pulmonar [51]	49
Figura 24-Tratamento percutâneo da CIA[60]	52
Figura 25-Tratamento do DSAV[61].....	52
Figura 26-tratamento percutâneo de CIV muscular[62].....	52
Figura 27-Shunt sistêmico pulmonar[63].....	52
Figura 28-Tratamento percutâneo da PCA[64].....	53
Figura 29-Correção cirúrgica da PCA[53]	53

Figura 30-Correção temporária da tetralogia de Fallot[65]	53
Figura 31-Correção temporária da tetralogia de Fallot[65]	53
Figura 32-Esquema dos primeiros procedimentos de fluoroscopia[66]	54
Figura 33-C-arm Innova IGS 5[68]	55
Figura 34-Sistema biplanar Siemens[69]	55
Figura 35-Mesa Telecomandada[70]	56
Figura 36-Principais componentes do equipamento de fluoroscopia[13].....	56
Figura 37-Esquema das diferentes taxas de aquisição[75]	60
Figura 38-A imagem do lado esquerdo apresenta maior resolução espacial que a do lado direito (uma vez que se conseguem distinguir as linhas mais finas e próximas entre si).....	61
Figura 39-Lei do inverso do quadrado da distância[75].....	63
Figura 40-Esquema da posição otimizada do recetor de imagem[75]	64
Figura 41-Diâmetro do paciente para as diferentes projeções[75]	64
Figura 42-Esquema da sala de CI[78].....	71
Figura 43-C-arm:1) L-arm; 2) Pivot; 3) Led; 4) Arco C; 5) Elevador para variar a posição do detetor; 6) Detetor digital; 7) Tubo Raio-X; 8) Colimador; 9) Cobertura do Raio-X[78];	72
Figura 44-CIRS ATOM 705 [83]	74
Figura 45-Dosímetros Raysafe e dispositivo de visualização[86]	75
Figura 46-Parâmetros de entrada numa Cell Card.....	79
Figura 47-Reunião e interseção das regiões A e B.	80
Figura 48-Superfícies para formar um cubo.....	81
Figura 49-Macrobodie para cubo	82
Figura 50-Código MCNP componente dos materiais	82
Figura 51-Fantomas de Voxel base	84
Figura 52-Fantomas modificados.....	85
Figura 53-Representação da colocação dos dosímetros durante a exposição.....	88
Figura 54-Representação das distâncias entre os diferentes constituintes [98]	92
Figura 55-Colimadores na simulação.....	93
Figura 56-Esquema de filtragem do equipamento Innova IGS 520	93
Figura 57-Filtros desenhados no MCNP	94
Figura 58-Código MCNP para definir a fonte	94
Figura 59-Esquema que permite determinar o ângulo mínimo da fonte cónica [12]	95
Figura 60-Código MCNP para definição do fantoma.....	97
Figura 61-Fantoma antropomórfico na simulação	97

Figura 62-Representação da sala em ambiente virtual, plano y.....	98
Figura 63-Representação da sala em ambiente virtual, plano x.....	98
Figura 64-Código MCNP para definir a fonte	107
Figura 65-Simulação com fantoma de voxel	114

Lista de Abreviaturas

FCUP	FACULDADE DE CIÊNCIAS DA UNIVERSIDADE DO PORTO
UP	UNIVERSIDADE DO PORTO
ABC	AUTOMATIC BRIGHTNESS CONTROL
ADC	ANALOG-TO-DIGITAL CONVERSION
ALARA	AS LOW AS REASONABLY ACHIEVABLE
CC	CARDIOPATIAS CONGÉNITAS
CI	CARDIOLOGIA DE INTERVENÇÃO
CPE	CHARGED PARTICLE EQUILIBRIUM
DAP	DOSE AREA PRODUCT
DRL	DOSE REFERENCE LEVELS
ED	EFEITOS DETERMINÍSTICOS
EE	EFEITOS ESTOCÁSTICOS
ESD	ENTRANCE SKIN DOSE
FOV	FIELD OF VIEW
FSD	FOCUS-SKIN DISTANCE
KERMA	KINETIC ENERGY RELEASED PER UNIT MASS
MC	MONTE CARLO
PKA	PRODUTO KERMA-AREA
PSD	PEAK SKIN DOSE
RD	RADIAÇÃO DISPERSA
RI	RADIAÇÃO IONIZANTE
SID	SOURCE TO IMAGE DETECTOR DISTANCE
SSD	SOURCE TO SKIN DISTANCE
TFT	THIN FILM TRANSISTORS

Introdução

Introdução

Motivação e objetivos

As Cardiopatias Congénitas (CC) são anomalias no desenvolvimento do coração que aparecem durante a formação do embrião. Cerca de 1,35 milhões de crianças nascem com defeitos cardíacos congénitos todos os anos, no mundo[1].

A cardiologia de intervenção (CI) é uma subespecialidade da cardiologia que recorre a imagens guiadas por fluoroscopia para guiar até ao local da lesão ferramentas médicas de pequenas dimensões, como cateteres ou agulhas, que permitem operar o doente, enquanto se visualizam as estruturas anatómicas em tempo real, constituindo um procedimento menos invasivo do que técnicas anteriores [2], [3].

A justificação destes procedimentos é evidente, pois permitem que os especialistas evitem cirurgias invasivas complicadas que alguns pacientes podem não tolerar, devido a fatores como a idade ou a própria patologia.

A complexidade dos procedimentos de intervenção, os longos tempos de exposição por fluoroscopia, e a necessidade de passar várias vezes pelos mesmos procedimentos, podem resultar em exposições prolongadas a baixas doses acumuladas de radiação ionizante (RI), pelo que é necessário otimizar estes procedimentos de maneira a reduzir a exposição desnecessária tanto dos pacientes, como dos profissionais, não comprometendo a qualidade clínica da imagem[4]. É sabido que exposições prolongadas a baixas doses de RI podem levar ao aumento da probabilidade de desenvolvimento de patologias posteriores, inclusive tumores.

Alguns estudos parecem demonstrar que pacientes com CC apresentam um maior risco para doenças adquiridas, como o cancro, em comparação com a população geral[5], [6].

No entanto, a CI permite aumentar tanto a qualidade como a esperança média de vida dos pacientes com CC. Por outro lado, pode aumentar o risco de desenvolvimento de outras patologias não cardíacas nos mesmos.

Os fatores de risco subjacentes ao risco de aparecimento de cancros posteriormente permanecem ainda por compreender. Anomalias genéticas e exposição à RI de procedimentos repetidos de imagem e cateterismo são os principais fatores a considerar[7].

Contudo, tem sido consensual que, embora o risco radiológico aumente devido a estas exposições, é sempre menor do que outros riscos envolvidos nos procedimentos de intervenção, que inclusive salvam vidas de crianças e nascituros[4].

O principal objetivo deste trabalho consiste em estudar as doses absorvidas recebidas pelos pacientes pediátricos que são submetidos a procedimentos de CI, no sentido de contribuir para a análise do risco do desenvolvimento acrescido destes pacientes para o desenvolvimento de patologias posteriores.

Radiação ionizante e a sua aplicação em Medicina

A radiação, dependendo da sua capacidade para ionizar a matéria, pode ser classificada como RI ou não ionizante. Tal como o nome indica, a radiação não ionizante não possui energia suficiente para provocar a ionização da matéria com a qual interage[8]. Para ser classificada como RI a radiação tem de ter uma energia mínima de 2~10 eV para conseguir ejetar eletrões dos átomos, no entanto em termos práticos considera-se que a RI tem energias de pelo menos 1 keV.

Se os eletrões não são ejetados dos átomos, mas apenas elevados a níveis de energia mais elevados, o processo é denominado excitação, e o átomo encontra-se "excitado"[9].

Em medicina recorre-se quer às radiações ionizantes quer às não ionizantes. Neste trabalho, irá ser abordada a técnica de fluoroscopia, que recorre aos raios-X, RI que permite a obtenção de imagens do interior do corpo humano[8].

Radiação diretamente ionizante

Partículas carregadas, como eletrões, prótons e partículas alfa, são radiações diretamente ionizantes, uma vez que, por interações de Coulomb, elásticas ou inelásticas, conseguem ejetar eletrões dos átomos. Dada a natureza das interações destas partículas com a matéria, estas apresentam alcance reduzido e finito e as interações ocorrem quase sempre ao longo do percurso da partícula[9], [10].

Radiações indiretamente ionizantes

Partículas não-carregadas, como fótons e neutrões, ionizam a matéria em processos de dois passos. Primeiro transferem a sua energia cinética para as partículas carregadas do meio, colocando-as em movimento, sendo que estas posteriormente ionizam a matéria. As interações destas partículas com o meio apresentam maior alcance e ocorrem menos vezes ao longo do seu percurso [9], [10].

Emissão de Raios-X

Os raios-X são uma forma de radiação eletromagnética que acontece sempre que se produzem lacunas nas camadas eletrônicas dos átomos. O posterior preenchimento das lacunas por eletrões de maior energia, leva à emissão de fotões, a que se chamam raios-X de fluorescência ou característicos. Ainda, raios-X podem ser produzidos por interação de eletrões com os núcleos dos átomos, levando à desaceleração dos eletrões e subsequente emissão de fotões a que se chama de raios-X de *bremmstahlung* (ou de travagem) [11].

Produção de Raios-X para diagnóstico

Os raios-X de diagnóstico são produzidos através do aquecimento controlado de um filamento, o cátodo, de forma a acelerar eletrões que interagem com os átomos de um alvo, que constitui o ânodo do tubo de raio-X.

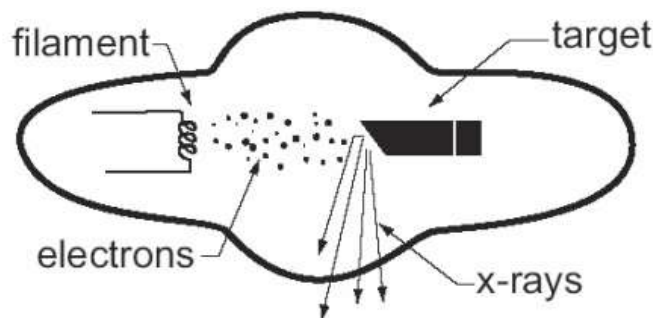


Figura 1-Configuração simplificada de um tubo de raio-X[12]

Neste processo, uma fração variável da energia dos eletrões é convertida em raios-X sendo a restante perdida em processos radiativos, que culminam na sua dissipação, sob a forma de calor. A fração pode ser aproximada à seguinte expressão[11]:

$$\frac{\text{Radiative energy loss}}{\text{Collisional energy loss}} = \frac{E_k \times Z}{820} \quad (1)$$

Onde Z corresponde ao número atómico do alvo e E_k corresponde à energia cinética do eletrão incidente. Quanto maior a energia do eletrão, maior a eficiência de produção de raios-X, e menor a produção de calor.

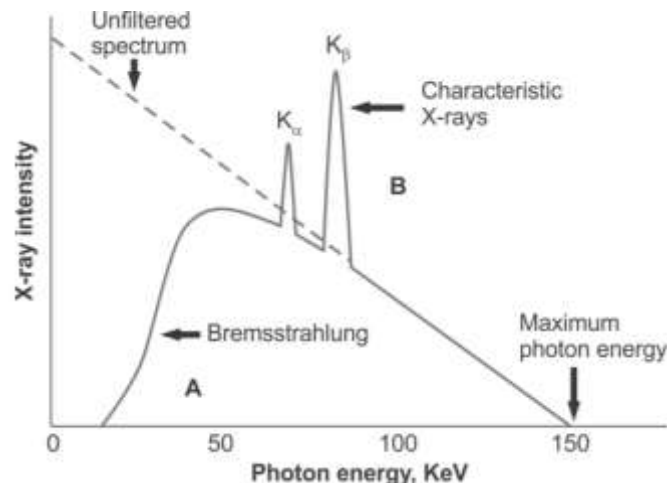


Figura 2-Espectro de Raios-X, (A) Bremsstrahlung e (B)Espectro característico[11]

Os raios-X gerados apresentam um espectro de energias que varia até um máximo determinado pela tensão aplicada no tubo de raios-X. Geralmente, os raios-X utilizados em radiologia possuem energias entre os 15 e 150 KeV[13].

O espectro pode ser separado em 2 componentes, (a) *bremsstrahlung* ou espectro contínuo e (b) espectro característico[11], [14]:

- A componente de espectro contínuo percorre todas as energias até ao máximo, determinado pelo pico de tensão do tubo (kVp), de forma contínua, também conhecida como radiação branca;
- A componente de espectro característico consiste em energia da RI característica discreta e dependente do número atómico do alvo.

Interação da RI com a matéria

Existem vários processos de interação dos fótons com a matéria. As interações dos fótons podem suceder-se com um eletrão orbital (efeito fotoelétrico, difusão de *Rayleigh*), com o campo do núcleo (produção de pares) ou com um eletrão de valência (efeito Compton, produção de tripletos), sendo que os dois principais para a imagem diagnóstica são o efeito fotoelétrico e a difusão de Compton[8], [14].

A probabilidade, ou secção eficaz, para cada interação depende da energia do fóton $h\nu$ e do número atómico Z do objeto irradiado, figura 3.

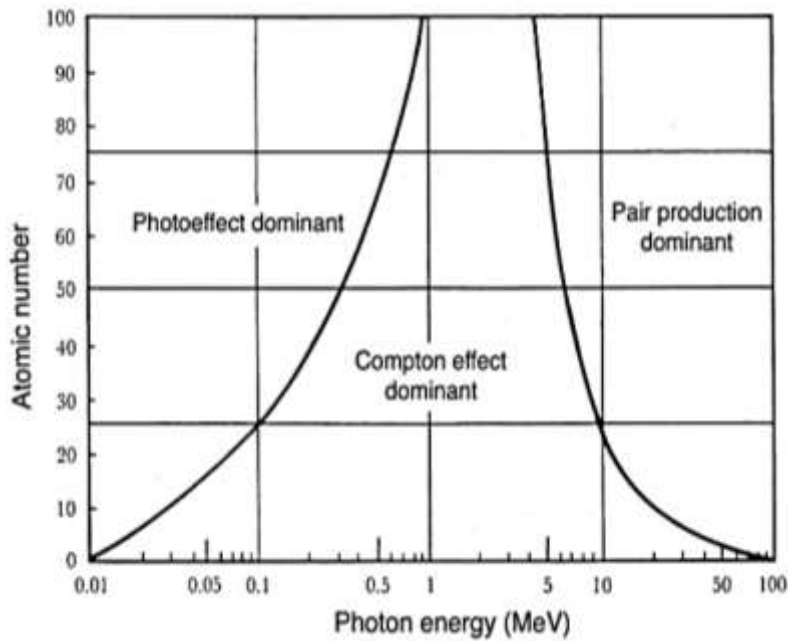


Figura 3-Regiões de predominância das três principais formas de interação de fótons com matéria [8]

Como se pode observar, geralmente, o efeito fotoelétrico predomina para fótons pouco energéticos e de elevado Z, o efeito Compton em fótons de energias e Z intermédios e a produção de pares em fótons de elevadas energias e elevado Z[8].

Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, um fóton interage com um eletrão orbital, fortemente ligado, de um átomo (geralmente os eletrões na camada K ou L). O fóton é completamente absorvido, desaparecendo, e o eletrão é ejetado do átomo ionizando-o ou passa para um nível de energia superior. O eletrão ejetado apresenta energia cinética E_k dada simplifcadamente por considerando apenas interação com a camada K[8], [14]:

$$E_k = h\nu - P_k Y_k E_B(K) \quad (2)$$

Onde, $h\nu$ é a energia fotónica incidente, $E_B(K)$ a energia de ligação para os eletrões da camada K, P_k a fração das interações de efeito fotoelétrico que ocorrem na camada K em relação ao total e Y_k o rendimento de fluorescência (*yield*) para a camada K.

A lacuna na camada K (ou outra) é subsequentemente preenchida por um eletrão de uma camada superior sendo emitida a energia da transição eletrónica na forma de um raio-X característico ou na forma de um eletrão *Auger* ou *Coster-Kronig*[8], [15].

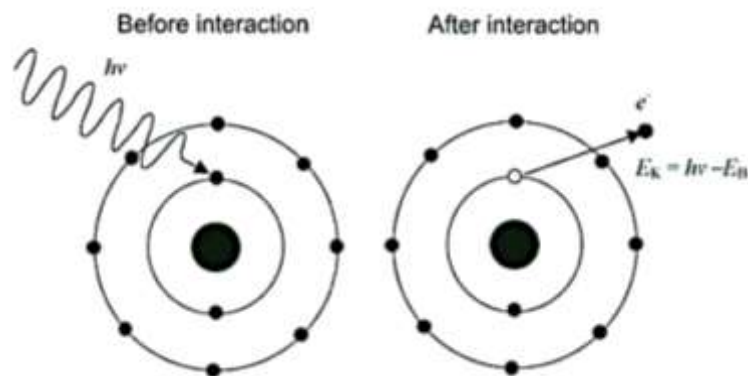


Figura 4-Esquema representativo do efeito fotoelétrico [15]

Este processo ocorre preferencialmente com fótons de baixas energias (até ~200 keV) quando interagem com materiais de elevado número atómico. Como é o caso das energias tipicamente utilizadas em medicina e os tecidos com que interagem [8].

Uma vez que a secção-eficaz para o efeito fotoelétrico é proporcional a $Z^4/h\nu^3$, onde Z é o número atómico e $h\nu$ a energia do fóton incidente à medida que a energia do fóton aumenta, o contraste do objeto diminui e à medida o número atómico aumenta, o contraste aumenta. Assim, o efeito fotoelétrico é o principal mecanismo de interação que torna visível o contraste de iodo e stents metálicos na técnica de fluoroscopia, uma vez que ambos apresentam números atómicos elevados e a energia dos fótons é menor em comparação com outros mecanismos de interação[11], [14].

Difusão de Compton

A difusão de Compton ocorre quando a energia do feixe de raios-X é maior do que a energia de ligação de eletrões do material irradiado, tipicamente valores energéticos entre os 150 KeV e os 30 MeV[9].

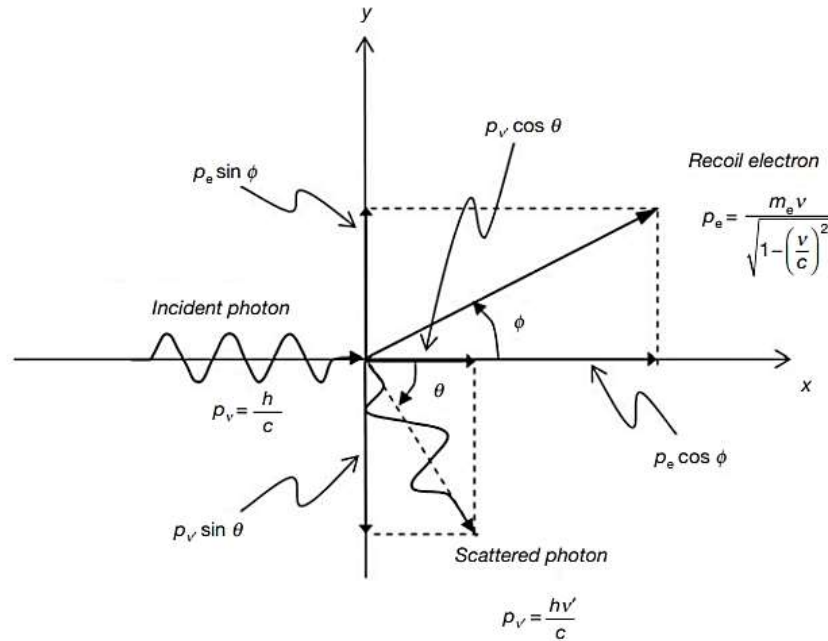


Figura 5-Esquema representativo da difusão de Compton [8]

Para este processo pressupõe-se que o fóton incidente interage com um eletrão livre e estacionário. Os produtos desta interação são um fóton difundido de menor energia ($h\nu'$) do que o fóton incidente e um eletrão de recuo, que é ejetado do átomo com energia cinética E_k [14], [15].

$$E_k = h\nu - h\nu' \quad (3)$$

Onde:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu/m_0c^2)(1 - \cos \theta)} \quad (4)$$

O efeito de Compton é o principal processo de interação para diagnóstico de raios-X em tecidos[14].

Produção de pares e tripletos

A produção de pares é um processo no qual um fóton dá origem a um elétron e um pósitron. Uma vez que o par elétron-pósitron têm como origem a energia do fóton, a energia mínima do fóton para que o processo ocorra corresponde a $2m_e c^2 = 1,022 MeV$. Para conservação do momento, este processo tem de acontecer na presença de um campo de força de Coulomb, geralmente o núcleo, que sendo muito mais pesado que o elétron, adquire uma energia cinética completamente negligenciável[8], [16].

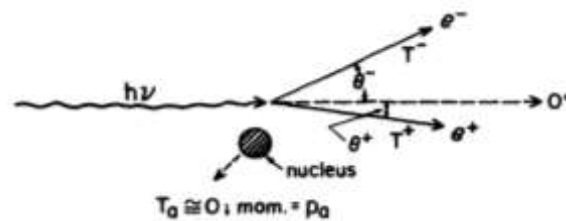


Figura 6-Esquema representativo da produção de pares[8]

No caso do campo de Coulomb em questão ser devido a um elétron orbital, ocorre a designada produção de tripletos (o elétron em causa adquire energia cinética e acelera em conjunto com o par elétron-pósitron, sendo por isso chamado de produção de 'trípelo', apesar deste elétron ser ejetado e não "produzido"), sendo a energia mínima do fóton para que ocorra o processo de $4m_e c^2 = 2,044 MeV$, o fóton desaparece, sendo acelerados um par elétron-pósitron e o elétron orbital[8], [16].

Uma vez que as energias necessárias para a ocorrência destes fenómenos são bastante superiores às energias utilizadas em radiologia estes processos tornam-se irrelevantes para a questão em estudo[9].

Difusão de Rayleigh

A difusão de *Rayleigh* ou coerente define-se assim pois o fóton é disperso pela ação combinada do átomo inteiro com o qual interage.

É um processo elástico, visto que o fóton não perde energia, sendo apenas redirecionado num pequeno ângulo. Posto isto, o efeito só é detetado no caso de feixes em geometria de feixe estreito.

Este fenómeno não contribui para o *kerma* ou para a dose, visto que não é transferida energia para nenhuma partícula carregada, nem é provocada excitação ou ionização, não contribuindo para o coeficiente de transferência energética. Apesar de não ter um papel na dosimetria tem interesse na imagem diagnóstica pois prejudica a qualidade da imagem.

A secção eficaz deste fenómeno por unidade de massa é proporcional a $Z/(h\nu)^2$, sendo que o mesmo tem maior importância para baixas energias. Para um baixo valor de Z o ângulo do desvio tende a ser maior quanto menor a energia[16].

Em tecido humano ou equivalentes, este fenómeno em comparação a outras interações tem pouca importância, pois contribui apenas com uma percentagem mínima para o coeficiente de atenuação total[8].

Coeficientes totais de atenuação, transferência energética e absorção energética

Para fótons de energia $h\nu$ e um meio de número atómico Z , o coeficiente de atenuação μ , o coeficiente de transferência energética, μ_{tr} , e o coeficiente de absorção energética, μ_{ab} , obtêm-se através da soma dos coeficientes para as interações individuais de fótons[8]:

$$\frac{\mu}{p} = \frac{\tau}{p} + \frac{\sigma_c}{p} + \frac{\sigma_r}{p} + \frac{k}{p} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \frac{\mu_{tr}}{p} &= \frac{\tau_{tr}}{p} + \frac{\sigma_{ctr}}{p} + \frac{k_{tr}}{p} = \frac{\tau}{p} (\bar{E}_k)_{tr}^{PE} + \frac{\sigma_c}{p} (\bar{E}_k)_{tr}^{CE} + \frac{k}{p} (\bar{E}_k)_{tr}^{PP} \\ &= \frac{\tau}{p} \left[\frac{h\nu - P_k \omega_k E_B(K)}{h\nu} \right] + \frac{\sigma_c}{p} \left[\frac{\bar{T}}{h\nu} \right] + \frac{k}{p} \left[\frac{h\nu - 2m_0 c^2}{h\nu} \right] \end{aligned} \quad (6)$$

$$\frac{\mu_{ab}}{p} = \frac{\mu_{en}}{p} = \frac{\mu_{tr}}{p} (1 - g) \quad (7)$$

Onde[8]:

- g é a fração radiativa;
- $(\bar{E}_k)_{tr}^{PE}$ é a energia média transferida para partículas carregadas no efeito fotoelétrico e pode ser aproximada a $h\nu - P_k \omega_k E_B(K)$;
- $(\bar{E}_k)_{tr}^{CE}$ corresponde à energia média transferida para partículas carregadas no efeito de Compton e os seus valores encontram-se tabelados;
- $(\bar{E}_k)_{tr}^{PP}$ é a energia média transferida para partículas carregadas na produção de pares e calcula-se através da expressão $h\nu - 2m_0 c^2$;

- Como foi anteriormente referido na difusão de *Rayleigh* não ocorre transferência de energia, logo, não contribui para os coeficientes de transferência e absorção energéticas.

A atenuação consiste na diminuição do número de partículas do feixe de raios-X à medida que penetra num objeto. O número de partículas $N(x)$ de um feixe de fótons monoenergéticos, atenuado por um material de espessura x , é dada como[8]:

$$N(x) = N(0) e^{-\mu(h\nu, Z)x} \quad (8)$$

Onde, $N(0)$ corresponde ao número inicial de partículas no feixe e $\mu(h\nu, Z)$ ao coeficiente de atenuação linear tal como definido na equação 5[8].

A atenuação de um material é, finalmente, determinada por quatro parâmetros [14]:

- Energia dos fótons de raios-X, $(h\nu)$;
- O elemento do meio(Z);
- A densidade(g/cm^3) do meio;
- A espessura do objeto(x);

O poder de penetração dos raios-X aumenta à medida que a energia destes aumenta. Por exemplo, feixes de baixa energia não têm energia suficiente para penetrar no tecido, não contribuindo para a formação da imagem[8].

Tabela 1-Resumo das interações da RI com a matéria[8]

	Efeito Fotoelétrico	Difusão de <i>Rayleigh</i>	Difusão de <i>Compton</i>	Produção de pares
Interação do fóton	Com todo o átomo	Com eletrões ligados	Com eletrões livres	Com o campo de Coulomb nuclear
Estado do fóton após interação	Fóton desaparece	Fóton disperso	Fóton difundido	Fóton desaparece
Dependência energética	$\frac{1}{(h\nu)^3}$	$\frac{1}{(h\nu)^2}$	Diminui com a energia	Aumenta com a energia
Threshold	Não tem	Não tem	Não tem	$2m_e c^2$
Coeficiente de atenuação linear	τ	σ_r	σ_c	k
Partículas produzidas	Fotoeletrão	Nenhuma	Eletrão de recuo	Par eletrão-positrão
Dependência do coeficiente atómico com Z	${}_a\tau \propto Z^4$	${}_a\sigma_r \propto Z^2$	${}_a\sigma_c \propto Z$	${}_ak \propto Z^2$
Dependência do coeficiente mássico com Z	$\frac{\tau}{p} \propto Z^3$	$\frac{\sigma_r}{p} \propto Z$	Independente	$\frac{k}{p} \propto Z$
Energia média transferida	$h\nu - P_k Y_k E_B(K)$	0	$(\bar{E}_k)_{tr}^{CE}$	$h\nu - 2m_e c^2$
Efeito subsequente	Raios-X característicos, eletrões de Auger e Coster-Kronig	Nenhum	Raios-X característicos, eletrões de Auger e Coster-Kronig	aniquilação do positrão, formando dois fótons. Radiação bremsstrahlung
Zona energética significativa para a água	$< 20keV$	$< 20keV$	$20keV - 10 MeV$	$> 10MeV$

Dosimetria e grandezas dosimétricas

A dosimetria consiste na utilização de diferentes métodos para a determinação quantitativa da energia depositada num determinado meio, para as radiações direta ou indiretamente ionizantes[8].

Grandezas Físicas

Para descrever um feixe de RI utilizam-se as seguintes grandezas:

Fluência e Fluência energética

Considerando N o valor expectável do número de partículas que atingem uma esfera finita que circunda o ponto P , durante um intervalo de tempo que vai de t_0 , tempo inicial, até t , um instante de tempo posterior.

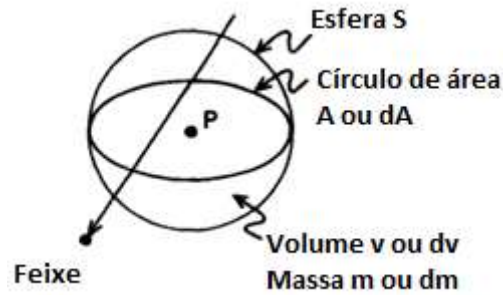


Figura 7- Caracterização do feixe de radiação no ponto P quanto à da radiação que atravessa a superfície esférica S[16]

A fluência Φ consiste na razão dN por dA , onde dN é número de partículas incidente na esfera de secção transversal dA [16]:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad [em \ m^{-2}] \quad (9)$$

A fluência energética Ψ é o quociente de dR e dA , onde dR é a energia “radiante” total (excluindo a massa do eletrão em repouso) da radiação incidente na esfera de secção transversal dA [16]:

$$\Psi = \frac{dR}{dA} \quad [em \ J.m^{-2}] \quad (10)$$

E no caso de feixes monoenergéticos, pode ser calculada a partir da fluência:

$$\Psi = \frac{dN}{dA} E = \Phi E \quad (11)$$

Onde, E corresponde à energia das partículas.

Fluxo e fluxo energético

O fluxo $\dot{\Phi}$ consiste no quociente de $d\Phi$ por dt , onde $d\Phi$ é o incremento da fluência no intervalo de tempo dt no instante t [16]:

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dN}{dA} \right) [em\ m^{-2}.s^{-1}] \quad (12)$$

O fluxo energético Ψ é o quociente de $d\Psi$ por dt , onde $d\Psi$ é o incremento da fluência energética no intervalo de tempo dt no instante t [16]:

$$\Psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dR}{dA} \right) [em\ J.m^{-2}.s^{-1}] \quad (13)$$

Kerma

Kerma (*kinetic energy released per unit mass*), pode ser definido em termos da energia transferida, ϵ_{tr} , pelas partículas não carregadas que entram num determinado volume, às partículas carregadas. A energia transferida pode ser interpretada como [16]:

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \Sigma Q \quad (14)$$

Onde:

- $(R_{in})_u$ = energia radiante das partículas não carregadas que entram no volume V ;
- $(R_{out})_u^{nonr}$ = energia radiante das partículas não carregadas que deixam o volume V , exceto as com origem em perdas radiativas (*bremssstrahlung* ou a energia cinética em excesso no caso de uma aniquilação positrónica em voo)
- ΣQ = balanço energético de transformação de massa em energia ou vice-versa dentro do volume V ($m \rightarrow E$ positiva, $E \rightarrow m$ negativa).

As perdas radiativas definem-se como perda de energia cinética dos eletrões sob a forma de fotões de *bremssstrahlung* ou da energia cinética em excesso num processo de aniquilação de positrões em voo, ou seja, na qual o positrão ainda possui alguma energia cinética em excesso que irá ser transferida para os fotões produzidos.

Neste contexto, o *Kerma* é definido como o valor expectável da energia transferida da RI para partículas carregadas no ponto de interesse, por unidade de massa dm incluindo

a energia de perda radiativa mas excluindo a energia transferida de uma partícula carregada para outra [16]:

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} [em Gy] \quad (15)$$

A energia cinética de um eletrão/positrão pode ser transferida de 2 formas[16]:

Interações de Coulomb elásticas ou inelásticas com eletrões do meio, podendo ocorrer a deposição localizada da energia através de ionizações ou excitações no percurso ou vizinhança do eletrão. Interações radiativas com o campo dos núcleos atômicos, nas quais os fótons de raio-X (*bremsstrahlung*) são emitidos à medida que os eletrões desaceleram.

Como foi referido, um positrão pode ainda perder uma fração da energia cinética através da aniquilação de positrões em voo, na qual os fótons resultantes podem transportar a energia cinética para longe dos percursos das partículas carregadas.

Pode subdividir-se o *Kerma* em duas partes consoante a energia é transferida localmente sob a forma de colisões K_c , kerma de colisão ou eletrónico, ou é transportada para longe do volume pelos fótons produzidos por interações radiativas, K_r , kerma radiativo:

$$K = K_c + K_r \quad (16)$$

Considerando:

$$\epsilon_{tr}^n = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} - R_u^r + \Sigma Q = \epsilon_{tr} - R_u^r \quad (17)$$

Onde:

- ϵ_{tr}^n = energia transferida num dado volume V;
- R_u^r = energia radiante emitida como perdas radiativas pelas partículas carregadas com origem no volume V;

Como se pode observar ϵ_{tr} e K incluem a energia que vai para perdas radiativas, enquanto ϵ_{tr}^n e K_c não incluem, logo pode definir-se K_c num ponto de interesse como:

$$K_c = \frac{d\epsilon_{tr}^n}{dm} [em Gy] \quad (18)$$

Define-se então o *Kerma* de colisão como o valor expectável da energia transferida pelas partículas não carregadas para as partículas carregadas no volume V em torno do ponto de interesse, por unidade de massa, incluindo a energia de perdas radiativas e excluindo a energia transferida de uma partícula carregada para outra[16].

Dose absorvida

A dose absorvida está relacionada com a quantidade de energia depositada num determinado meio, e define-se como a energia depositada por RI na matéria de massa m num volume finito V , e é expressa por:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} [em Gy] \quad (19)$$

A energia transmitida $\bar{\epsilon}$ é a soma de toda a energia que entra no volume de interesse menos toda a energia que sai do mesmo, contabilizando-se qualquer conversão massa-energia dentro do volume[8].

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \Sigma Q \quad (20)$$

Onde:

- $(R_{in})_u$ = energia radiante das partículas não carregadas que entram no volume V ;
- $(R_{out})_u$ = energia radiante das partículas não carregadas que deixam o volume V ;
- $(R_{in})_c$ = energia radiante das partículas carregadas que entram o volume V ;
- $(R_{out})_c$ = energia radiante das partículas carregadas que deixam o volume V
- ΣQ = balanço energético derivada da conversão de massa em energia e vice-versa ($m \rightarrow E$ positiva, $E \rightarrow m$ negativa).

No caso de se verificarem as condições de equilíbrio das partículas carregadas (*charged particle equilibrium* - CPE em inglês), ou seja, num dado volume as partículas carregadas que saiem deste são substituídas por partículas idênticas com a mesmas energia que entram no volume (tipicamente obtido quando os volumes considerados

têm um comprimento de corda médio superior ao alcance dos eletrões secundários produzidos nele) [16]:

$$(\bar{R}_{in})_c = (\bar{R}_{out})_c \quad (21)$$

Obtém-se assim a seguinte equação[16]:

$$\bar{\varepsilon} = (\bar{R}_{in})_u - (\bar{R}_{out})_u + \bar{\Sigma}Q \quad (22)$$

Considerando, nas mesmas condições, que qualquer interação radiativa por parte de uma partícula carregada fora do volume V será substituída por uma idêntica dentro deste[16]:

$$(\bar{R}_{out})_u = (\bar{R}_{out})_u^{nonr} + \bar{R}_u^r \quad (23)$$

Então:

$$\bar{\varepsilon}_{tr}^n = (\bar{R}_{in})_u - (\bar{R}_{out})_u^{nonr} - \bar{R}_u^r + \bar{\Sigma}Q = (\bar{R}_{in})_u - (\bar{R}_{out})_u + \bar{\Sigma}Q = \bar{\varepsilon} \quad (24)$$

$$\bar{\varepsilon}_{tr}^n = \bar{\varepsilon} \quad (25)$$

Considerando um volume infinitesimal dv de massa dm para um ponto de interesse P tem-se que:

$$\frac{d\bar{\varepsilon}_{tr}^n}{dm} = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (26)$$

Ou seja, em condições CPE[16]:

$$D = K_c \quad (27)$$

Exposição

A exposição X é o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total dos iões de um sinal produzido num gás (tipicamente – ar) quando todos os eletrões e positrões libertados ou criados por fótons na massa de ar dm são totalmente desacelerados[17]:

$$X = \frac{dQ}{dm} \text{ [em C/Kg]} \quad (28)$$

A energia gasta para produzir dQ equivale ao valor esperado da energia líquida transferida para partículas carregadas no ar, $d\epsilon_{tr}^n$.

A relação entre dQ e $d\epsilon_{tr}^n$ pode ser expressa recorrendo a $\bar{W}_{air}$, a energia média gasta no ar para formar um par de iões, obtendo-se assim:

$$(K_c)_{air} = \bar{W}_{air} \times X = 33,97 X \quad (29)$$

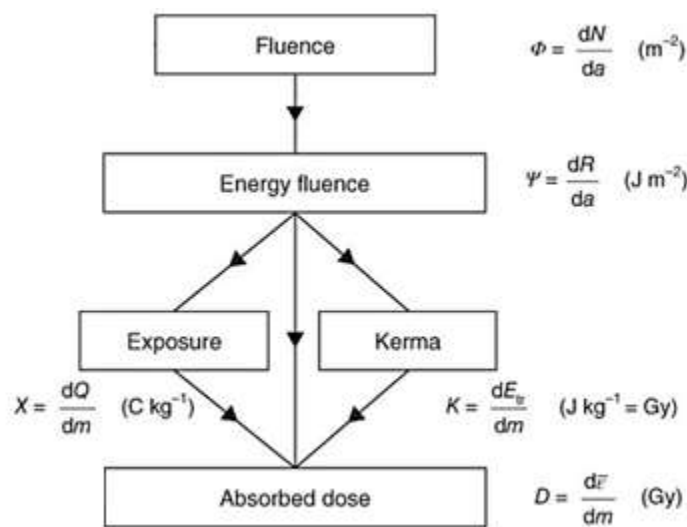


Figura 8-Esquema resumo das grandezas dosimétricas físicas[9]

Grandezas de Proteção

De forma a especificar limites de exposição são utilizadas as grandezas de proteção. Estes limites permitem garantir que a ocorrência de efeitos estocásticos (EE) para a saúde é mantida dentro de níveis aceitáveis e que as reações dos tecidos devido a EE sejam evitadas.

A definição das destas grandezas baseia-se na dose média absorvida, $D_{T,R}$, no volume de um determinado órgão ou tecido T, devido à radiação de tipo R. A radiação R é dada pelo tipo e energia da radiação incidente no corpo ou emitida por radionuclídeos que residem dentro deste[18].

Dose equivalente

A dose equivalente de proteção num órgão ou tecido, H_T , corresponde à dose absorvida ponderada por um fator relacionado com o tipo de radiação, é definida por[18]:

$$H_T = \sum_R W_r D_{T,R} \text{ [em Sv]} \quad (30)$$

Onde W_r é o fator de ponderação da radiação R. Na tabela abaixo são apresentados os fatores de ponderação recomendados[18].

Tabela 2-Fatores de Ponderação de Radiação [11]

Tipo de Radiação	Fator de Ponderação da Radiação W_r
Fotões	1
Elétrões e muões	1
Protões e piões carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão, iões pesados	20
Neutrões	Curva continua como função da energia dos neutrões.

Dose efetiva

A dose efetiva, E , é a grandeza de proteção radiológica que tem em consideração as diferentes radios sensibilidades dos vários órgãos, define-se por uma soma ponderada de doses equivalentes de tecidos[18]:

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_r D_{T,R} \text{ [em Sv]} \quad (31)$$

Onde, W_T é o fator de ponderação do Tecido T . A soma é efetuada para todos os órgãos e tecidos do corpo humano considerados sensíveis à indução de EE. Os valores W_T são escolhidos para representar as contribuições de órgãos e tecidos individuais para a radiação global em detrimento de EE[18].

Tabela 3-Fatores de Ponderação dos Tecidos[18]; a) Glândulas adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero/colo uterino

Tecido	Fator de Ponderação do Tecido, W_T	$\sum W_T$
Medula Óssea, Colon, Pulmão, Estomago, Peito, Outros tecidos ^{a)}	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08
Bexiga, Esófago, Fígado, Tiroide	0.04	0.16
Superfície Óssea, Cérebro, Glândulas salivares, Pele	0.01	0.04
Total		1

Doses efetivas típicas para diferentes exames cardiológicos

Tabela 4-Doses de referência padrão de exames cardiológicos comuns [19],[20]

Procedimentos	Dose efetiva (mSv)	Equivalência aproximada à radiação de fundo (anos)
Radiografia convencional		
Raio-X torácico	0.02	0.008
Radiologia invasiva		
Angiografia coronária de diagnóstico	7	2.9
Ablação cardíaca por radiofrequência	15	6.3
Angiografia da artéria pulmonar ou aorta	5	2.1
Angiografia de cabeça e/ou pescoço	5	2.1
Intervenção coronária percutânea	15	6.3
Dilatação de uma oclusão coronária crônica	81	33.7
Reparo endovascular de aneurisma	76-119	31.6-49.5
Cardiologia de intervenção guiada por fluoroscopia	6 (1-37)	2.5 (0.5-15)

Note-se que tanto para a dose equivalente como para a dose efetiva a unidade é o Sievert (Sv), que apesar de ter as mesmas unidades físicas do Gray (Gy) tem uma interpretação diferente, sendo que o Gray corresponde à quantidade de energia depositada num determinado meio por unidade de massa, e o Sievert corresponde ao efeito biológico equivalente produzido pela mesma quantidade de energia no mesmo meio por unidade de massa.

Os conceitos de dose equivalente e dose efetiva devem ser apenas usados para quantificar EE (tipicamente, baixas doses). Para efeitos determinísticos deve-se continuar a utilizar o Gray. No caso da CI, dado que se tratam de doses baixas, e, portanto, de EE, as grandezas adequadas são a dose equivalente para os órgãos e a dose efetiva para o corpo inteiro.

Parâmetros de Dose em procedimentos de CI

Para estimar a dose nos procedimentos fluoroscópicos, são consideradas algumas grandezas e alguns parâmetros de dose específicos, sendo estes esquematizados na Figura 9:

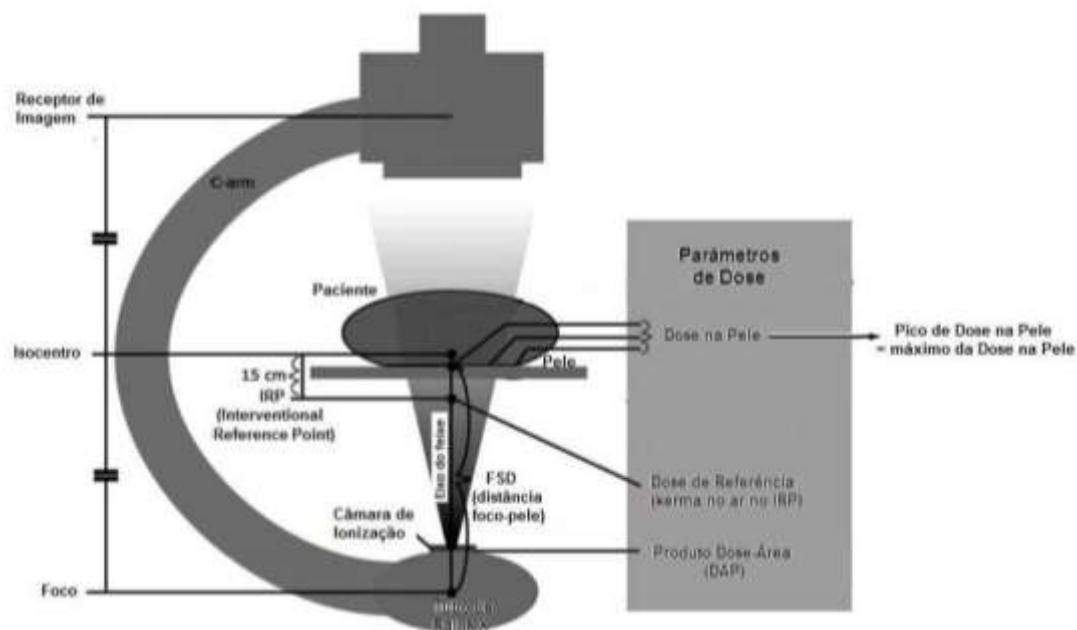


Figura 9-Parâmetros de dose relevantes para procedimentos fluoroscópicos [21]

Produto Dose-Área

O produto dose-área (*dose area product* – DAP – em inglês) ou produto *kerma*-área (P_{ka}), pois geralmente assume-se CPE, e perdas radiativas negligenciáveis, é a grandeza que mede a energia total dos raios-X que saem da fonte de radiação, e é utilizada para definir os níveis de referência de diagnóstico (*diagnostic reference levels* – DRL– em inglês), sendo a grandeza principal recomendada para quantificar procedimentos de IR.

Obtém-se através da colocação uma câmara de ionização à saída do tubo de raios-X, que nos sistemas de fluoroscopia atuais já se encontra incorporada no equipamento. Corresponde, assim, à dose absorvida no ar, multiplicada pela área da secção reta do feixe de raios-X, sendo expresso em $Gy.cm^2$ [21].

Dose na Pele

A dose na pele (*entrance skin dose*-ESD-em inglês) ou *kerma* no ar à entrada da pele (considerando CPE e perdas radiativas negligenciáveis) ($K_{a,e}$) define-se como a dose absorvida por uma região da pele do paciente, irradiada durante o procedimento. Abrange quer a dose fornecida pelo feixe de RI direta, como a dose resultante da RI que é dispersa pelo paciente. Pode calcular-se a partir de fatores de exposição, como o kVp dos raios-X e o P_{ka} . O pico de dose na pele (*peak skin dose* – PSD – em inglês) corresponde à dose máxima absorvida por qualquer zona da pele do paciente. Quando o pico de dose na pele excede o limiar de dose, manifestam-se efeitos biológicos determinísticos cutâneos[21], [22].

$$ESD = \frac{P_{ka}}{A} \times BSF \quad (32)$$

Onde:

- BSF = fator de *backscatter*, a RD depois de interagir com a pele do paciente;
- A = área irradiada na pele do paciente.

Níveis de referência de diagnóstico

Os níveis de referência de diagnóstico (DRLs) são valores estabelecidos a partir da comparação de doses exercidas na prática clínica, utilizados para promover a otimização de procedimentos radiológicos.

São, geralmente, definidos nos valores do terceiro quartil (os valores que dividem os 25% mais altos dos dados dos 75% restantes) das distribuições nacionais dos valores exercidos na prática clínica. Como tal, não são doses ótimas, no entanto, permitem aferir estatisticamente se, numa dada exposição, a dose ao paciente no procedimento em questão se encontra dentro ou fora dos valores tipicamente utilizados.

Os DRLs são uma das etapas do processo geral de otimização, constituindo diretrizes gerais para operações clínicas, mas não se aplicam diretamente a pacientes e exames individuais. Ou seja, referem-se à prática típica de um procedimento específico e, em certa medida, a condições clínicas, por exemplo, TC do cérebro após um AVC, e ao grupo de pacientes, por exemplo, por idade, por peso, ou especialmente para crianças[23].

O produto kerma-área (P_{ka}) é a grandeza principal recomendada de DRL para CI, sendo que o Kerma no ar no ponto de entrada do paciente ($K_{a,e}$), tempo de fluoroscopia e o número de imagens são recomendados como quantidades secundárias úteis de DRL para os procedimentos de fluoroscopia e procedimentos de CI. Estes valores estão geralmente disponíveis nos equipamentos.

Na tabela que se segue encontram-se alguns DRL estabelecidos pela Comissão Europeia[24].

Tabela 5-DRL para Radiografia e Fluoroscopia pediátrica[24]

Radiografia pediátrica			
Exame	Idade ou grupo etário (anos)	EDRL	
		K _{a,e} (mGy)	P _{ka} (mGy.cm ²)
Chest	< 1	0.131	88
	1 - 2	0.240	136
	2 - 3	0.143	189
	3 - 8	0.228	233
	8 - 12	0.434	395
	> 12	0.455	
Fluoroscopia pediátrica			
VCUG	< 1	187	
	2 - 3	533	
	8 - 12	1322	
	> 12	3165	
Radiografia e fluoroscopia pediátricas			
Exame	Grupo por peso (Kg)	K _{a,e} (mGy)	P _{ka} (mGy.cm ²)
Tórax AP/PA**	< 5		15
	5 - < 15	0.06	22
	15 - < 30	0.08	50
	30 - 50	0.11	70
	50 - < 80		87

Classificação da RI em contexto de radiologia

No contexto de radiologia, existem três tipos de RI gerada pelos equipamentos sendo por isso responsáveis pela exposição externa e, por conseguinte, pela dose recebida pelos profissionais expostos e pacientes.

Radiação primária ou direta

A radiação primária, ou radiação direta, é aquela que provém diretamente do tubo de raios-X, a fonte primária de RI, e que vai interagir diretamente com o paciente. Este tipo é o que apresenta maior intensidade, pelo que se deve garantir que apenas vai interagir com o paciente, posto isto, o seu tamanho de campo deve ser limitado à área de interesse para a execução do exame[25], [26].

Radiação secundária, dispersa ou difusa

Após a radiação primária interagir com o paciente, parte dela é difundida com mais ou menos uniformidade em todas as direções. Tornando o paciente a principal fonte de radiação dispersa (RD), difusa ou secundária, sendo que a mesa do paciente e outros objetos na sala também podem ser fontes de RD.

A RD é maior junto da fonte, isto é, junto do ponto de entrada do feixe primário de raios-X e irá contribuir para o ruído na imagem formada, sendo formada por efeito de Compton.

Ao reduzir-se a dose aplicada ao paciente reduz-se, consequentemente, a dose recebida pelos profissionais[25], [26].

Radiação de fuga

A radiação de fuga é toda a RI que é atravessa a blindagem da carcaça do tubo de raios-X. Para além de aumentar a dose recebida pelo paciente, a radiação de fuga pode contribuir para um aumento da dose ocupacional dos profissionais que realizam os procedimentos de intervenção[25], [26].

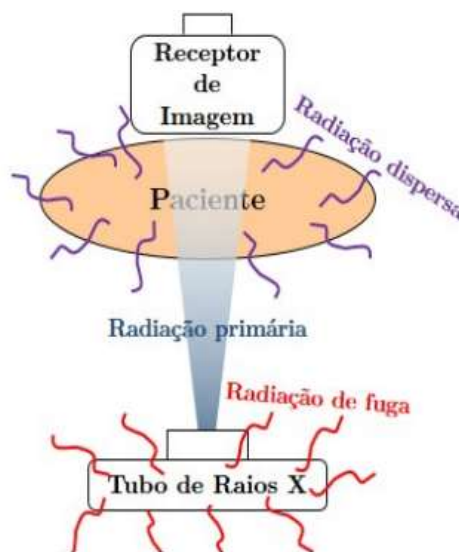


Figura 10-Esquema de classificação da RI quanto à sua origem[26]

Efeitos biológicos da exposição às radiações ionizantes

Quando RI interage com células ou tecidos há quatro possíveis resultados[27]:

- A interação da RI pode não ter nenhum efeito adverso;
- A célula pode sofrer bastantes danos, causando a perda das suas funções, e a morte da mesma;
- A célula pode perder a sua capacidade de reprodução;
- O código genético da célula (isto é, o ADN) pode ser danificado tal como as futuras cópias da célula alterada, podendo resultar em mutações e crescimentos tumorais.

Verifica-se que a RI pode interagir com todas as células do organismo, mas há uma grande variação de sensibilidade à RI entre os diferentes tipos de células[27]:

- As células menos diferenciadas (células estaminais) são mais sensíveis que células mais diferenciadas;
- Tecidos ou órgãos jovens são mais radiosensíveis do que os antigos;
- Quanto maior for a atividade metabólica, mais radiosensível é a célula,
- Quanto maior for a capacidade proliferativa e a taxa de crescimento (medula óssea, gónadas, sistema gastrointestinal, linfócitos, etc.), maior é a radiosensibilidade, pois a divisão celular requer que o ADN seja corretamente reproduzido para que a nova célula possa sobreviver.

Os efeitos biológicos secundários advêm da perda de função celular, mutações genéticas ou morte celular. Os efeitos biológicos da RI podem ser determinísticos ou estocásticos.[28].

Efeitos determinísticos

Os efeitos determinísticos (ED) são efeitos biológicos que ocorrerão certamente após a exposição à RI. São caracterizados pela diminuição ou perda de função de um órgão ou tecido devido a danos ou morte celular. A seriedade deste tipo de efeitos biológicos depende da dose absorvida pelos tecidos.

Estes efeitos ocorrem após a passagem de um intervalo de tempo após a exposição, uma vez que é necessário um período para o dano evoluir e causar disfunção celular suficiente para a lesão ser macroscopicamente evidente.

Os ED surgem quando é ultrapassado um limiar de dose. Para doses abaixo do limiar, embora algumas células sofram alterações moleculares induzidas pela RI, o tecido é

capaz de manter a função e viabilidade, pois os danos causados pela RI não matam uma fração suficiente das células ou não afetam a função celular suficientemente para causar alterações funcionais ou lesões teciduais macroscopicamente evidentes[2],[21].

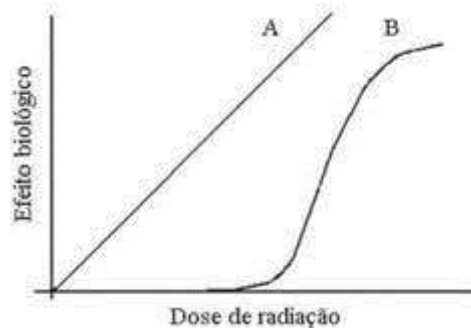


Figura 11-Relação dose-efeito (%) para efeitos estocásticos (A) e efeitos determinísticos(B)

Acima do limiar, a gravidade da lesão, incluindo o comprometimento da capacidade de recuperação dos tecidos, aumenta com a dose. A extensão dos danos depende do tipo de RI, do valor da dose, e da duração da exposição à RI.

Lesões na pele, formação de cataratas, necrose óssea, defeitos nas estruturas do coração, são exemplos de ED resultantes do dano de tecidos normais em procedimentos médicos.

Os efeitos em questão procuram evitar-se, e apesar de ainda hoje poderem ocorrer em tratamentos de radioterapia são menos frequentes[2], [18].

Efeitos estocásticos

Os EE não têm necessariamente que ocorrer, ou seja, não existe, ao contrário dos ED, uma probabilidade de 100% de ocorrência a partir de um certo limiar de dose. Dependendo da dose, existirá uma determinada probabilidade para a sua ocorrência futura. Resultam de modificações provocadas pela RI em células que mantêm a sua capacidade de divisão, em vez da morte das mesmas.

Para os EE não existe um limiar, ou seja, os efeitos não ocorrem definitivamente para doses específicas, mas a sua probabilidade de ocorrerem depende da dose de RI recebida, quanto maior a dose maior a probabilidade. Por outro lado, a sua severidade não depende da dose da RI.

Os dois tipos mais comuns de EE são tumores malignos e doenças hereditárias na descendência[29].

As células modificadas podem gerar descendência portadora da modificação e conduzir ao desenvolvimento de tumores. O desencadear de transformações malignas pode

conduzir ao desenvolvimento de um cancro clinicamente declarado. O período entre o início e a manifestação da doença pode ir de alguns anos a algumas décadas.

É sabido que o risco de incidência e de cancro aumenta com exposições a valores baixos de dose, tipicamente utilizados em radiologia e CI (Tabela 6) [2],[18].

Tabela 6-Risco adicional de incidência de cancro conforme a média dos valores por idade e género associada aos procedimentos radiológicos em crianças comparado com o risco padrão de cancro(LBR-*lifetime baseline risk*; LAR-*lifetime attributable risk*) [2]

Qualificação do risco	Probabilidade de cancro fatal na população geral (% LBR)	Probabilidade de cancro fatal na pop. Geral adicionado o nível extra de risco (%LBR +% LAR)	Qualificação proposta do risco
Cateterismo terapêutico	42	42.36	Moderado
Cateterismo de diagnóstico	42	42.25	Baixo
Angiografia cerebral por TC	42	42.16	Baixo
TC tórax	42	42.15	Baixo
TC abdominal	42	42.12	Baixo
Angiografia abdominal por TC	42	42.12	Baixo

As doenças hereditárias mencionadas são provocadas devido à exposição das células reprodutoras à RI. Neste caso, as lesões não têm consequências no indivíduo, mas sim na sua descendência. Embora não existam evidências diretas em seres humanos, observações experimentais demonstram que tais riscos para as gerações futuras devem ser incluídos no sistema de proteção[29].

Na gama de baixas doses, abaixo de cerca de 100 mSv, é plausível supor que a incidência de cancro ou de efeitos hereditários aumentará na proporção direta com um aumento da dose equivalente nos órgãos e tecidos relevantes. [18].

Tabela 7-Coefficientes de risco normalizados para o dano para EE após exposição à RI em baixa taxa de dose [18]

População exposta	Cancro		Efeitos Hereditários		Total	
	Atualmente	Publ.60	Atualmente	Publ.60	Atualmente	Publ.60
Todo	5.5	6.0	0.2	1.3	5.7	7.3
Adulto	4.1	4.8	0.1	0.8	4.2	5.6

Estudos de sobreviventes da bomba atómica em Hiroshima e Nagasaki evidenciam estatisticamente a associação da exposição a doses da ordem de 1 Sv a outros EE, tais como doenças cardíacas, AVCs, distúrbios digestivos e doenças respiratórias[18].



Figura 12-Efeitos biológicos da RI [18]

Diferenças anatómicas e fisiológicas entre crianças e adultos

Determinar a exposição à RI e os riscos resultantes é mais complicado para as crianças do que para adultos devido ao estágio de desenvolvimento e diferenças fisiológicas associadas às mesmas. Os fatores relacionados com a idade que contribuem para estas diferenças incluem[30]:

- Tamanho, forma e massa do indivíduo e dos órgãos;
- Padrões de crescimento (dinâmica de desenvolvimento) do indivíduo, incluindo órgãos e tecidos;
- Ingestão e absorção dos materiais;
- Requisitos metabólicos;
- Alterações hormonais e endócrinas associadas ao desenvolvimento;
- Consumo alimentar;
- Atividade física.

Existem, portanto, diferenças na taxa de crescimento das diferentes partes do corpo e dos vários sistemas de órgãos desde o nascimento até à idade adulta. O tamanho e o crescimento dos órgãos variam significativamente com a idade e entre os tipos de tecido.

A título de exemplo, a percentagem de tamanho atingido em crescimento pós-natal total para o tecido linfoide é maior no final da infância do que na idade adulta (Figura 13). Os tecidos musculo-esqueléticos crescem principalmente durante a infância e a pré-adolescência, e as gónadas não amadurecem até o final da adolescência. Os órgãos podem ser divididos em quatro principais padrões de crescimento pós-natal: geral (a maioria dos tecidos), neural, linfoide e reprodutivo[30].

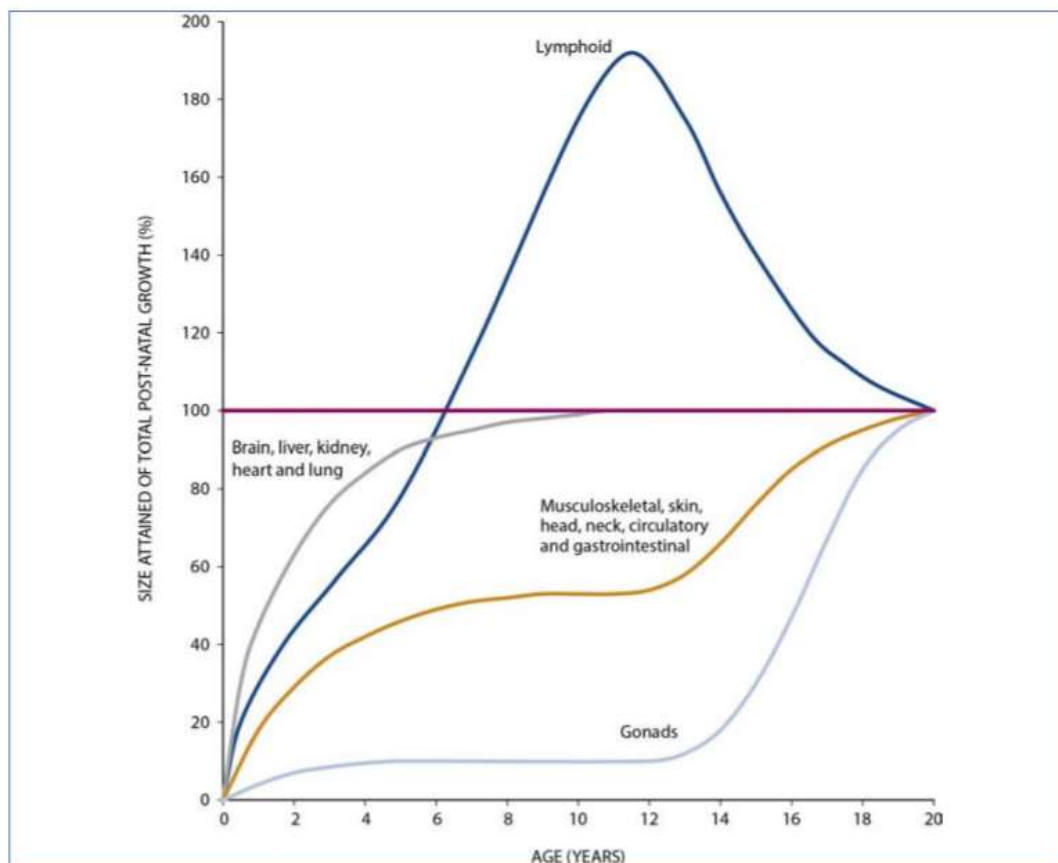


Figura 13-Curvas de crescimento de diferentes partes e tecidos do corpo[30]

Além disso, o tamanho e a proporção corporal não crescem de maneira linear ou consistente, estas alterações significam que a dose absorvida em específicos órgãos de irradiação externa ou interna são bastante diferentes em idades e desenvolvimento diferentes fases.

Nas tabelas seguintes são apresentadas massas de alguns órgãos e tecidos (mais afetados em imagiologia cardiovascular) em função da idade[30].

Tabela 8-Valores de referência para massas (g) de órgãos e tecidos em função da idade[30]

Órgão	Idade							
	Recém-nascido	1 ano	5 anos	10 anos	15 anos		Adulto	
					Masculino	Feminino	Masculino	Feminino
Coração - com sangue	46	98	220	370	660	540	840	620
Coração - tecido apenas	20	50	85	140	230	220	330	250
Pulmão- Com sangue	60	150	300	500	900	750	1200	950
Pulmão- tecido apenas	30	80	125	210	330	290	500	420
Peito					15	250	25	500
Esqueleto	370	1170	2430	4500	7950	7180	10500	7800
Corpo total (Kg)	3.5	10	19	32	56	53	73	60

Tabela 9-Valores de referência para altura, massa e área de superfície do corpo total [18]

Idade	Altura(cm)		Massa (Kg)		Área Superficial (cm ²)	
	Masculino	Feminino	Masculino	Feminino	Masculino	Feminino
Recém-nascido	51	51	3.5	3.5	0.24	0.24
1 ano	76	76	10	10	0.48	0.48
5 anos	109	109	19	19	0.78	0.78
10 anos	138	138	32	32	1.12	1.12
15 anos	167	161	56	53	1.62	1.55
Adulto	176	163	73	60	1.90	1.66

Diferenças dosimétricas nas crianças e adultos

Como foi constatado anteriormente, as diferenças dos efeitos da RI e dose absorvida entre crianças e adultos para a mesma exposição a RI podem resultar de alguns dos processos de desenvolvimento. Alguns fatores importantes em relação às diferenças dosimétricas entre crianças e adultos são resumidos na Tabela 10[30].

Tabela 10-Aspetos dosimétricas adultos vs crianças[30]

(+ → valor maior para as crianças; 0 → igual para crianças e adultos; - → valor menor para crianças)

Tipo de exposição	Aspetos dosimétricos	Diferenças gerais	Comentários e explicações
Exposição externa			
Ambiente	Coeficientes de dose	+	Maior dose devido ao menor tamanho, órgãos mais próximos
	Exposição	0	
	Doses	+	
Medicina	Parâmetros de exposição	-	Devido aos parâmetros de exposição menores
	Doses	-	
Exposição interna			
Inalação	Coeficientes de dose	+	Depende do Radionuclídeo (para ¹³⁷ Cs é praticamente “o”)
	Exposição	-	
	Doses	-	(para o ¹³¹ I é “+”)
Ingestão	Coeficientes de dose	+	Depende do Radionuclídeo (para ¹³⁷ Cs é praticamente “o”)
	Exposição	-	Depende da comida, em crianças mais novas o leite faz com que a exposição seja maior (“+”)
	Doses	-	Depende da comida e dos radionuclídeos
Medicina Nuclear			
	Coeficientes de dose	+	Menor atividade administrada
	Exposição	-	
	Doses	0	

Diferenças dos efeitos nas crianças e adultos

Note-se, assim, que as crianças são especialmente vulneráveis à RI devido ao aumento da sensibilidade de tecidos, aos órgãos em desenvolvimento e ao facto de apresentarem mais tempo de vida após os procedimentos. Esta maior sensibilidade varia com a idade, sendo que as crianças com menos idade são as que se encontram em maior risco[30], [31].

Estudos mostram que a população pediátrica é mais sensível à exposição a RI do que os adultos, para alguns tipos de tumor. A ocorrência de tumores radiogénicos em crianças varia mais do que em adultos e depende do tipo de tumor e do género e idade da criança à altura da exposição. Estes estudos sobre as diferenças na radiosensibilidade entre crianças e adultos demonstraram que as crianças são mais suscetíveis ao desenvolvimento de cancro na tiroide, cérebro, pele e mama e leucemia[30], [32].

Os cancros relacionados com a exposição durante a infância resultam, em média, em mais anos de vida perdidos do que aqueles que se desenvolvem devido à exposição durante a idade adulta. As crianças têm uma maior esperança de vida e consequentemente uma maior janela temporal para manifestação dos efeitos da RI a longo prazo.

O cancro induzido pela RI poderá apresentar um maior período de latência que varia com o tipo de malignidade e dose recebida. O período de latência para a leucemia infantil é geralmente inferior a 5 anos, e pode atingir décadas para alguns tumores sólidos[2].

O risco de mortalidade por cancro induzido por RI em crianças foi estimado em 3 a 5 vezes maior do que adultos. No entanto, o risco geral de radiologia permanece muito baixo, e o risco de morbilidade e a mortalidade pela doença pode ser muito maior[32].

A não adaptação dos parâmetros/definições de exposição aplicada a bebés e crianças pode resultar na administração de doses mais elevadas do que o necessário[2].

Efeitos Radiobiológicos da CI

Como visto anteriormente, a intervenção cardíaca guiada por fluoroscopia quando realizada em crianças levanta alguns problemas relativamente à RI[2].

Na tabela abaixo são apresentados alguns efeitos determinísticos observados na pele de pacientes submetidos a procedimentos guiados por fluoroscopia. A última linha da tabela apresenta o único EE, cancro da pele.

Tabela 11-Limites de dose para se observar determinado efeito e o tempo que decorre entre a irradiação e o aparecimento da lesão[3]

Efeito	Limiar de Dose(Gy)	Tempo de aparecimento do efeito	Tempo de fluoroscopia(minutos)	
			Taxa de dose de 0.02 mGy/min	Alta taxa de dose de 200 mGy/min
Eritema imediato transiente	2	horas	100	10
Eritema principal	6	~10 dias	-	-
Depilação temporária	3	~3 semanas	150	15
Depilação permanente	7	~ 3 semanas	350	35
Escamação seca	14	~4 semanas	700	70
Escamação húmida	18	~ 4 semanas	-	-
Ulceração secundária	24	> 6 semanas	1200	120
Eritema tardio	15	~8 - 10 semanas	-	-
Necrose dérmica isquémica	18	> 10 semanas	900	90
Necrose dérmica	>12	> 1 ano	750	75
Cancro da pele	Estocástico	> 5 anos	-	-

A gravidade e o período de latência necessário ao aparecimento da lesão dependem não só da dose absorvida, dependem ainda das características da intervenção realizada e das condições do paciente. Segue-se um padrão típico da resposta da pele a altos níveis de RI[33]:

- Eritema imediato transiente - Pode verificar-se nas horas seguintes à exposição a um pico de dose de RI que exceda os 2Gy. Apresenta uma fase inicial de inflamação, com dilatação dos vasos capilares, denominada radiodermite. A região da lesão é bem definida, correspondendo à zona onde o feixe incidiu. No caso da CI verifica-se principalmente nas costas do paciente. É bastante semelhante a uma queimadura solar e atinge o seu pico ao fim de 24 horas, desaparecendo após 48 horas.
- Eritema principal - Após 10 dias, aproximadamente, e uma dose de cerca de 6 Gy observa-se uma segunda vermelhidão na pele, devido à resposta inflamatória às lesões nas células epidérmicas basais. Passadas 3 a 6 semanas, ocorre descamação seca ou húmida, consoante a dose de RI fornecida, entre os 14 e 18 Gy.
- Eritema tardio e necrose dérmica - Entre as 8 e 10 semanas, para um pico de dose superior a 15 Gy, observa-se a descoloração da pele. Uma vez que ocorrem danos microvasculares que conduzem a uma progressiva insuficiência vascular da derme. A probabilidade de se desenvolver necrose dérmica aumenta para doses maiores que 18 Gy. As úlceras provocadas por RI requerem uma remoção cirúrgica e a realização de enxertos.
- Lesões cutâneas tardias - Resultam de danos induzidos nas camadas mais profundas da pele, sobretudo na derme. Esta última fase assinala-se pela atrofia do tecido dérmico, dilatação atípica dos capilares dérmicos superficiais e necrose.

A complexidade dos procedimentos de CI, o elevado número de imagens adquiridas e o uso prolongado de fluoroscopia são os principais fatores que conduzem a sobre-exposições. Uma vez que as lesões na pele levam algum tempo a aparecer, não são perceptíveis os danos imediatamente após a intervenção.

A tolerância da pele à RI depende consideravelmente do volume de tecido irradiado, pois à medida que o volume de pele irradiada diminui, a dose necessária para provocar necrose aumenta. Não obstante, diferentes zonas da pele caracterizam-se com

radiossensibilidades diferentes, o tórax, o abdómen, as coxas, as costas e o rosto são progressivamente mais radiossensíveis.

Para taxas de dose baixas, as lesões celulares são reparadas e as células mortas são substituídas durante todo o processo de acumulação de dose. Em contrapartida, para os pacientes que são submetidos a várias intervenções no espaço de dias ou semanas, a dose total que recebem é fracionada, o que diminui, por procedimento, a tolerância da pele à RI, e consequentemente reduz a capacidade deste tecido reparar os danos[33].



Figura 14-Paciente de 17 anos que apresenta Radiodermite crônica, estado 2 anos após ser submetida a duas ablações cardíacas consecutivas[17]



Figura 15-Paciente de 7 anos com Radiodermite no braço direito, 4 meses após ser submetido a uma ablação cardíaca[4]

Como mencionado anteriormente, existem estudos que mostram que pacientes com CC apresentam um maior risco para doenças adquiridas devido a efeitos estocásticos, em baixo encontra-se um resumo dos estudos encontrados e principais resultados obtidos[5].

Tabela 12-Estudos sobre a relação das CC e o cancro[7]

Estudos		
Objetivo	Metodologia	Resultados
Olsen M, et al., 2014[34]		
Avaliar o risco de cancro em pacientes com defeitos cardíacos congénitos, com e sem síndrome de Down, em comparação com a população em geral.	Estudo de 15.905 crianças e jovens com CC, nascidos entre 1977 e 2008. Destes 801 com síndrome de Down ou anemia de Fanconi. Fonte dos dados: DNPR (Danish National Patient Registry[35]) e DCR (Danish Cancer Registry[36])	Aumento do risco de cancro na população com CC. Não foi encontrada associação ao excluir os pacientes com síndrome de Down ou Anemia de Fanconi.
Lee YS, et al., 2015[37]		
Estudar a associação de CC com malignidades e examinar os fatores de risco para o desenvolvimento do cancro após o diagnóstico de CC.	Estudo de 31.961 crianças ou jovens adultos, diagnosticados entre 1998 e 2006. Fontes dos dados: NHIRD [38] (Taiwan National Health Insurance Research Database)	Aumento do risco de cancro na população com CC, mais especificamente hematológicos, no SNC, e tumores na cabeça e pescoço. A idade e doenças de fígado crónicas são fatores de risco independentes para a ocorrência de cancro.
Gurvitz M, et al.,2016,[39]		
Determinar a taxa de prevalência de cancro entre pacientes adultos com CC. Descrita como o número de adultos com CC e cancro vivos por 1.000 adultos com CC (em 2005).	Estudo de 34.965 pacientes adultos com CC em 2005. Fonte dos dados: Quebec Congenital Heart Disease Database[40], entre 1983 e 2005	A prevalência do cancro é duas vezes maior em pacientes com CC em comparação com a população em geral. Cancro da Mama, colorretal, e uterino são os tipos mais comuns para mulheres. E para o homem o cancro na próstata, colorretal, e na bexiga.
Collins II RT, et al.,2018[41]		
Analisar o efeito das CC e da sua	Estudo de 65.585 crianças com defeitos estruturais de	Aumento do risco de cancro na população com CC.

severidade no risco de cancro infantil.	nascença, nascidas entre 1988 e 2004. Entre as quais 25.981 com CC, mas sem anomalias cromossómicas. Fonte dos dados: California Birth Defects Monitoring Program[42] and California Cancer Registry[43]	Os linfomas são oito vezes mais elevados em pacientes com CC e correlacionam-se com a complexidade da doença.
Mandalenakis Z, et al. 2019,[44]		
Determinar o risco de desenvolver cancro desde o nascimento até aos 41 anos entre os pacientes com CC, em comparação com indivíduos saudáveis.	Estudo de 21,982 pacientes com CC e 219,816 sem CC, separados em grupos nascidos entre 1970 e 1979, 1980 e 1989, e 1990 e 1993. Fontes de dados: Swedish Patient Register [45]	Aumento do risco de cancro no grupo com CC em comparação ao grupo sem CC, sendo superior no grupo mais jovem.
Karazisi C, et al.,2022[5]		
Investigar o risco de cancro em pacientes jovens e idosos com CC e avaliar o risco acrescido de cancro devido a síndromes, transplante de órgãos e cirurgia cardíaca.	Estudo de 89,542 indivíduos com CC e 890,472 sem CC, nascido entre 1930 e 2017. Fonte dos dados: Swedish National Inpatient Register, Swedish National Outpatient Register, e Swedish Cause of Death Register [45]	O risco global de cancro é 23% mais elevado no grupo com CC em comparação com os grupos de controlo. E 18% superior ao excluir os indivíduos com síndromes e recetores de órgãos. O maior risco de cancro foi encontrado no grupo de pacientes com CC com idades entre os 0 e os 17 anos.
Kampitsi et al.,2022,[46]		
Determinar a relação entre as CC e o cancro nas crianças suecas.	Estudo de 4.178.722 crianças nascidas entre 1973 e 2014 das quais 66.892 com CC. Fonte dos dados: Swedish Medical Birth Register, National Patient	Aumento dos riscos de leucemia, linfomas e hepatoblastomas em crianças com CC, sendo que ao excluir indivíduos com Down Síndrome o risco de leucemia não aumentou. Verificou-se uma

	Register, and Swedish Cancer Register[45]	associação maior para CC mais complexas.
Harbron RW, et al., 2017[47]		
Estimar o risco do desenvolvimento de cancro em relação às doses típicas de RI recebidas devido a cateterizações cardíacas guiadas por raios-X em crianças, tendo em conta a idade.	Estudo de 2749 procedimentos de cateterismos cardíacos, realizados desde 2002, em pacientes com idades até aos 22 anos.	O risco de cancro na sequência de cateterismos cardíacos é relativamente baixo e bastante alterado pela idade, ou seja, esperança média de vida e pelo tipo de procedimento. A leucemia e o cancro da tireoide foram observados em pacientes que passaram por cateterismos cardíacos, embora as doses do procedimento para medula óssea e tireoide sejam relativamente baixas. O risco de cancro da mama, especialmente após angioplastia da artéria pulmonar e substituições de válvulas, foi considerado a maior preocupação.

Proteção Radiológica

A ICRP (International Commission on Radiological Protection) é uma comissão internacional não-governamental que publica periodicamente recomendações internacionais sobre medidas a tomar em proteção radiológica.

A proteção contra as radiações tem como objetivo principal fornecer um padrão adequado de segurança e proteção para a humanidade contra os efeitos nocivos das radiações ionizantes, sem limitar indevidamente as práticas benéficas que advêm de tais exposições[18].

Tipos de Exposições

A ICRP considera haver 3 tipos de exposições do ser humano a radiações ionizantes:

Exposições Planeadas

As exposições planeadas estão consideradas na legislação portuguesa no Capítulo IV do Decreto-Lei 108/2018. Incluem as exposições médicas, mas também as exposições industriais, exposições para fins não-médicos, etc. e podem ser divididas em[48]:

1. Exposição ocupacional- exposição a que os profissionais estão sujeitos no decorrer do seu trabalho;
2. Exposição dos membros do público- todas as outras exposições dos membros do público que são suscetíveis ao controle humano;
3. Exposições potenciais -gestão do risco, diminuição de probabilidade de ocorrência;
4. Exposições médicas- exposição dos pacientes devido aos procedimentos de diagnóstico ou tratamentos a que são submetidos.

Como uma consequência desta divisão do tipo de exposições planeadas, é natural uma divisão da população em grupos diferentes, consoante o risco, e o seu tratamento diferenciado. Excluem-se desta primeira abordagem as exposições médicas de pacientes, que terão um enquadramento diferente. Divide-se assim a população em geral em dois grupos distintos[48]:

a) Membros do público

b) Trabalhadores expostos

Exposições de Emergência

Estas exposições podem existir em várias circunstâncias, incluindo as exposições médica e decorrem de situações de emergência, como o nome indica[48].

Exposições Existentes

São as exposições a tipos radiação natural, cósmica ou terrestre, como o radão por exemplo[48].

Valores Éticos Centrais

Os valores éticos centrais na aplicação das medidas de proteção servem de guia para a elaboração de orientações práticas justas, coerentes e seguras, para toda a população, incluindo a exposição médica de doentes. Estes valores são[18]:

- a) Beneficência/Não-maleficência: fazer o bem e evitar fazer o mal;
- b) Prudência: reconhecer e seguir o caminho mais razoável e seguro, mesmo quando as consequências não são completamente previsíveis;
- c) Justiça: distribuição de prejuízos e benefícios de uma forma equitativa,
- d) Dignidade: tratar todos os indivíduos com respeito incondicional e reconhecer a sua capacidade de deliberar, decidir e agir livremente, sem qualquer forma de coação.

Princípios da Proteção Radiológica

A aplicação dos princípios da beneficência e da não-maleficência obriga a pesar o riscos e os benefícios de uma exposição para qualquer indivíduo. Esta consideração, está na base do primeiro princípio da ICRP, a **Justificação** da exposição.

Tendo em consideração igualmente a não-maleficência, e o peso do resultado relativamente ao objetivo da exposição, a ICRP elaborou o seu segundo princípio, a **Otimização** da exposição.

Uma vez que uma análise baseada apenas no custo/benefício poderia levar à instrumentalização por parte de alguém do indivíduo exposto, baseada num benefício coletivo em detrimento de um custo individual, aplicando o princípio da autonomia e da justiça, a ICRP elaborou o seu terceiro princípio, a **Limitação** da dose[18].

Princípio da justificação

A justificação das exposições está contemplada na legislação portuguesa nos Artigos 17º a19º do Dec. Lei 108/2018 de 3 de dezembro (Proibição e justificação das práticas). Assim, é proibido adicionar por qualquer forma, materiais radioativos a alimentos, cosméticos, brinquedos, adornos, por exemplo[48].

Posto isto, todas as práticas radiológicas devem ser justificadas (e autorizadas) tendo em consideração o custo/benefício e todos os outros princípios da ICRP, ou seja, qualquer decisão que altere a situação de exposição deve trazer mais benefícios do que riscos para os indivíduos expostos ou para a sociedade em geral.

Uma nova prática deve, antes de ser iniciada, ser sujeita a um escrutínio e aprovação prévia partindo do princípio da sua justificação.

No caso das exposições médicas, esta justificação deve ser feita em três níveis[18]:

1º nível: a justificação da utilização de radiações ionizantes na área médica correspondente;

2º nível: a justificação da utilização de radiações ionizantes numa determinada condição clínica (autoridades de saúde; corpos profissionais; sujeito a revisões periódicas);

3º nível: a justificação da utilização de radiações ionizantes num determinado doente individualmente (feito a nível local, considerada em sintonia pelo médico prescriptor e pelo médico executor, podendo ser discutida em consulta de grupo em certos casos).

Princípio da otimização

A otimização deve fazer parte do percurso de exposição uma vez satisfeito o critério da justificação.

A otimização é definida pela ICRP como um processo, relacionado com a fonte de RI e as metodologias associadas, que assegure que a probabilidade de exposições, o número de pessoas expostas e a dose total recebida, seja mantida tão baixa quanto razoavelmente possível, mantendo os objetivos da exposição, tendo em consideração os agentes económicos e sociais envolvidos, ou seja, colocar em prática o conceito “ALARA” (*as low as reasonably achievable*).

A otimização, em imagens de diagnóstico que envolvem radiações ionizantes, é um processo cíclico de avaliação da qualidade de imagem e da dose recebida pelo doente para obtenção dessa imagem. É feita a avaliação de alternativas possíveis para a manutenção da qualidade do diagnóstico e da minimização da dose, assim como a seleção, caso a caso, das melhores opções para cada situação. A prática deve ser constantemente auditada e revista, e níveis de referência de diagnóstico devem existir, para comparação entre equipamentos semelhantes, instituições, ou países, de forma a manter a dose o mais baixa possível mantendo a mesma qualidade dos resultados[18], [48].

Princípio da limitação

A limitação das doses durante uma exposição planeada é o último princípio da ICRP, mas não o menos importante. Os limites de dose aplicam-se apenas em exposições planeadas, mas não nas exposições de pacientes. A exposição dos indivíduos, que resulta de todas as práticas relevantes, deve, então, ser sujeita a limites de dose de modo a assegurar que nenhum indivíduo seja exposto a níveis de RI considerados inaceitáveis.

No caso dos pacientes aplicam-se os níveis de referência de diagnóstico ou as *guidelines* internacionais para terapêutica, de maneira a otimizar as doses de RI que os pacientes recebem durante a realização das intervenções[18], [48].

Legislação em Portugal

A diretiva 2013/59/EURATOM da União Europeia (UE) foi transposta para a legislação portuguesa através da publicação do decreto-lei 108/2018, permitindo estabelecer regras de segurança para a proteção da saúde dos trabalhadores e membros do público contra os perigos que decorrem da exposição à RI.

O decreto-Lei nº108/2018 define o regime jurídico da proteção radiológica, bem como as atribuições da autoridade competente e da autoridade inspetiva para a proteção radiológica[48].

Cardiopatias congénitas

Cardiopatias congénitas

As Cardiopatias Congénitas (CC) constituem anomalias do desenvolvimento do coração que aparecem durante a sua formação embrionária na vida fetal.

Clinicamente, estas dividem-se em três tipos principais: alterações estruturais, alterações da função e alterações do ritmo e podem coexistir no mesmo paciente. Uma cardiopatia crítica requer cuidados médicos especializados imediatamente após o nascimento ou dentro do primeiro ano de vida[1], [49].

As CC não ocorrem devido a uma causa única, mas devem-se a vários de fatores, por exemplo, fatores ambientais, genéticos, entre outros, sendo que alguns permanecem, ainda, desconhecidos.

Este defeito de nascença é o mais comum e afeta cerca de 1 em cada 100 recém-nascidos. Cerca de 1,35 milhões de crianças nascem com CC a cada ano, em todo o mundo. E 1 em cada 100.000 crianças e adolescentes apresentam cardiomiopatias e outras formas de doença cardíaca adquirida anualmente[1], [49].

Crianças com doença cardíaca congénita e adquirida requerem cuidados médicos complexos. Uma vez que, geralmente, têm internamentos prolongados e muitos requerem intervenções cirúrgicas repetidas ou em etapas. A complexidade dos cuidados exige que sejam frequentemente expostos a um elevado número de procedimentos de diagnóstico e de intervenção envolvendo RI. Os procedimentos de intervenção guiados por imagem têm-se tornado cada vez mais importantes no cuidado de crianças com CC e adquiridas, com um aumento substancial no número médio de exposições por paciente nas últimas duas décadas.

Embora estes procedimentos diagnósticos e terapêuticos tenham contribuído muito para a melhoria dos resultados destes pacientes, as preocupações com a dose cumulativa da RI nos mesmos impõem a necessidade de otimizar esses procedimentos de imagem médica de forma a garantir que as doses de RI sejam "tão baixas quanto o razoavelmente possível"- princípio ALARA[1].

Estrutura do coração

Um coração normal consiste em 4 câmaras – 2 aurículas e 2 ventrículos. A principal câmara de bombeamento do coração é o ventrículo esquerdo. Este bombeia o sangue oxigenado, que vem dos pulmões, até à aorta, para percorrer todo o corpo. O mesmo retorna pelas veias do lado direito do coração e segue para os pulmões para ser reoxigenado, antes de recomeçar o processo[50].

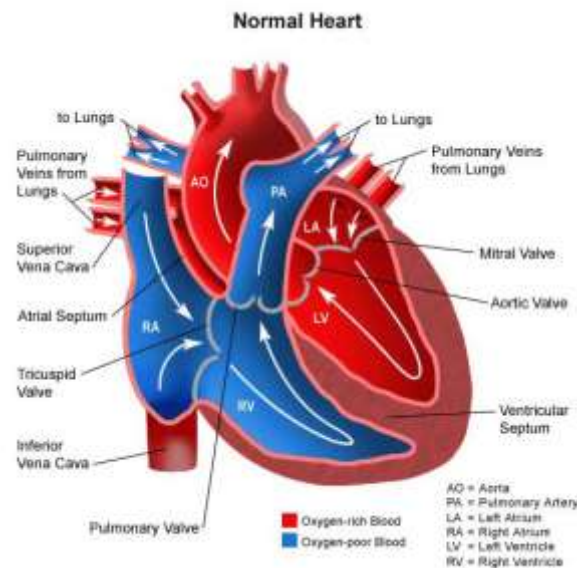


Figura 16-Esquema de um coração saudável[51]

Tipos de Cardiopatias

As cardiopatias podem ser classificadas em dois tipos, consoante as alterações estruturais e funcionais:

Cardiopatía congénita cianótica

Considerado o mais grave tipo de cardiopatía, este defeito pode afetar, significativamente, o fluxo sanguíneo e a capacidade de oxigenação do sangue.

Dependendo da gravidade pode provocar palidez, coloração azul da pele, falta de ar, desmaios, convulsões e até morte[52].

Cardiopatía congénita não cianótica

Este tipo de cardiopatias não provoca repercussões tão graves no funcionamento cardíaco. A intensidade e quantidade de sintomas depende da gravidade do defeito,

sendo que pode não haver qualquer sintoma, sintomas apenas durante esforços e, no máximo, insuficiência cardíaca[52].

Tabela 13-Exemplos de Cardiopatias

Tipos de Cardiopatias	
Cardiopatias congênitas não cianóticas	Comunicação interauricular Comunicação anormal entre as aurículas cardíacas, as câmaras superiores do coração. Isto permite uma passagem do sangue rico em oxigénio do lado esquerdo para o lado direito do coração[53]. Figura 17-Esquema da Comunicação interauricular[55]
	Comunicação interventricular Comunicação inadequada de duas câmaras, sendo que nesta situação o defeito é entre as paredes dos ventrículos, e provoca a mistura de sangue oxigenado e não oxigenado[53]. Figura 18-Esquema da Comunicação interventricular[55]
	Persistência do canal arterial O canal arterial existe naturalmente no feto para ligar o ventrículo direito do coração à aorta, para que o sangue siga em direção à placenta e receba oxigénio. Este deve fechar após o nascimento. A sua persistência pode provocar dificuldades na oxigenação do sangue do recém-nascido[52], [53]. Figura 19-Esquema da Persistência do canal arterial [55]

Defeito no septo auriculoventricular

Neste defeito existe comunicação inadequada entre a aurícula e o ventrículo, devido a defeitos no septo ventricular, auricular e nas válvulas mitral e tricúspide, o que dificulta a função cardíaca. Estes defeitos permitem que o sangue do lado esquerdo do coração (sangue oxigenado que retornou dos pulmões) passe para o lado direito do coração. Isso resulta numa grande quantidade de sangue que o lado direito do coração tem de bombear novamente para

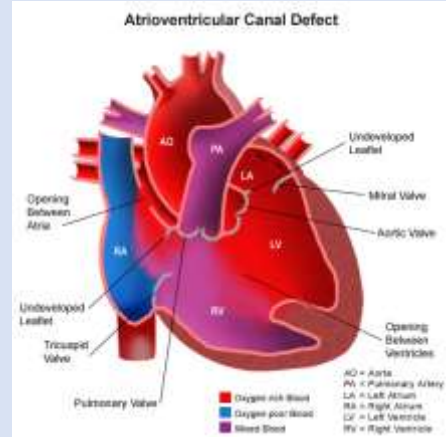


Figura 20-Esquema de Defeito no septo auriculoventricular[55]

os pulmões. O coração tem que trabalhar muito mais do que o normal para bombear sangue suficiente para o corpo, porque muito dele retorna ao lado direito do coração [52], [54].

Tetralogia de Fallot

É a cardiopatia cianótica mais frequente.

Esta patologia impede o fluxo do sangue para os pulmões. Apresentando os seguintes defeitos:

- Estreitamento da válvula que permite a passagem do sangue para os pulmões;
- Comunicação entre os ventrículos cardíacos;
- Alteração do posicionamento da aorta e hipertrofia do ventrículo direito[55], [56].

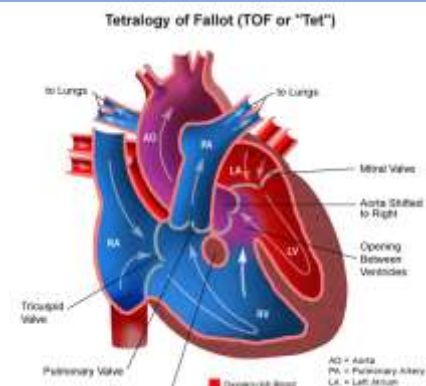


Figura 21-Esquema de Tetralogia de Fallot[55]

Anomalia de Ebstein

Consiste numa anomalia na válvula tricúspide, que dificulta o fluxo sanguíneo.

Defeito:

A válvula é malformada e encontra-se posicionada muito abaixo do normal, permitindo que o sangue recue do ventrículo para a aurícula[56], [57].

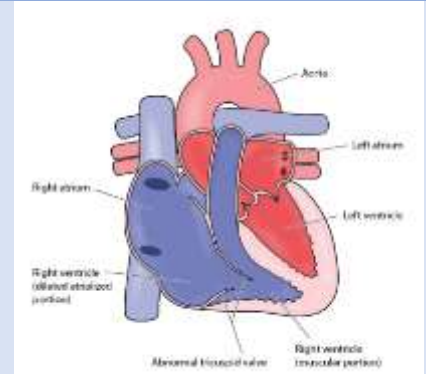


Figura 22-Esquema da anomalia de Ebstein[57]

Atresia pulmonar

Não há comunicação entre o lado direito do coração e os pulmões, o que impede que o sangue seja corretamente oxigenado.

Isto acontece porque a válvula pulmonar, responsável por bombear o sangue para os pulmões não tem a forma correta. Em vez de abrir e fechar, permitindo que o sangue seja transportado para os pulmões, forma-se uma membrana de tecido[56], [58].

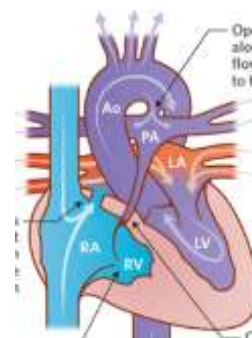


Figura 23-Esquema de Atresia pulmonar [51]

Cardiologia de Intervenção

Cardiologia de Intervenção

A CI é uma subespecialidade da cardiologia que combina imagens guiadas por fluoroscopia, com ferramentas médicas de pequenas dimensões, como cateteres ou agulhas, que são guiadas até ao local da lesão através de imagens dinâmicas do corpo, permitindo visualizar as estruturas anatómicas em tempo real de forma a operar o paciente[2], [3].

Por conseguinte, viabiliza a realização de procedimentos cardíacos complexos de forma minimamente invasiva. Sendo apenas necessária uma pequena incisão para a entrada do cateter num vaso sanguíneo periférico do braço ou da coxa. É a injeção de um contraste, através do cateter, no interior do vaso que o torna opaco aos raios-X, tornando possível a visualização das artérias que irrigam o coração.

Este procedimento permite medir funções cardiovasculares, como pressão arterial e fluxo sanguíneo nas principais artérias do corpo e nas diferentes câmaras do coração. Desta forma, tem o potencial de diagnosticar e tratar doenças das artérias coronárias, doenças vasculares, doenças cardíacas estruturais e defeitos cardíacos congénitos [3], [59].

A capacidade de se realizarem procedimentos complexos com cortes cirúrgicos de pequena extensão e reduzida probabilidade de infeções, associado ao carácter não invasivo das intervenções efetuadas, proporcionam uma redução dos riscos a que os pacientes estão sujeitos durante o tratamento de lesões cardiovasculares, uma rápida recuperação dos mesmos, o que se traduz na diminuição do tempo de internamento, além da redução dos custos hospitalares[3].

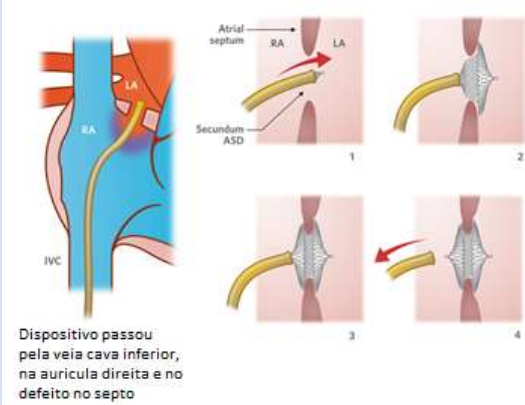
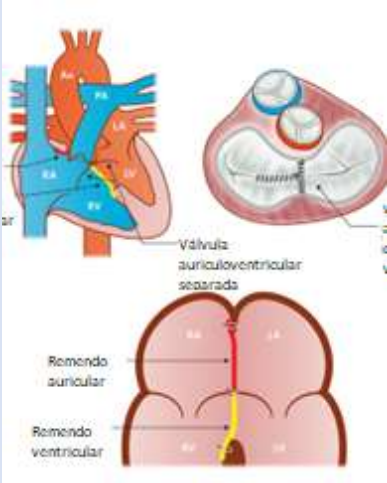
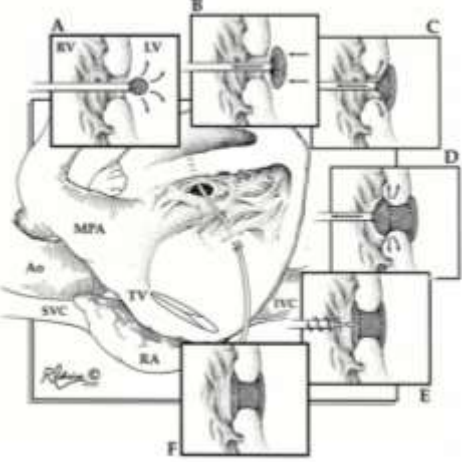
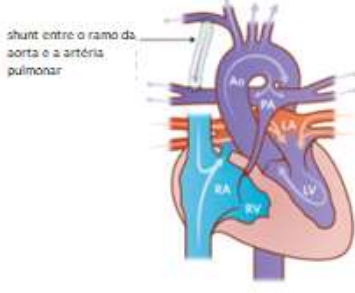
São realizados procedimentos de diagnóstico, como é o caso da angiografia coronária e procedimentos de intervenção, como a angioplastia coronária [3].

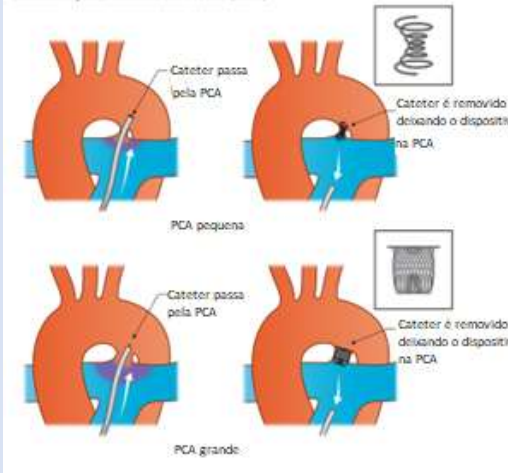
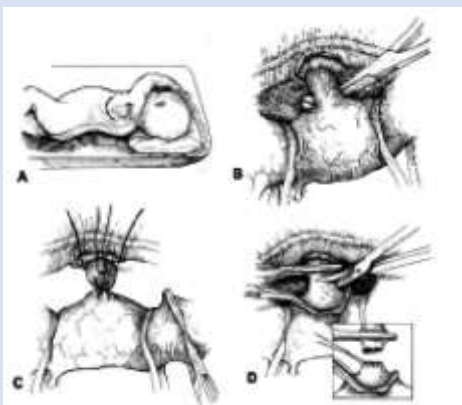
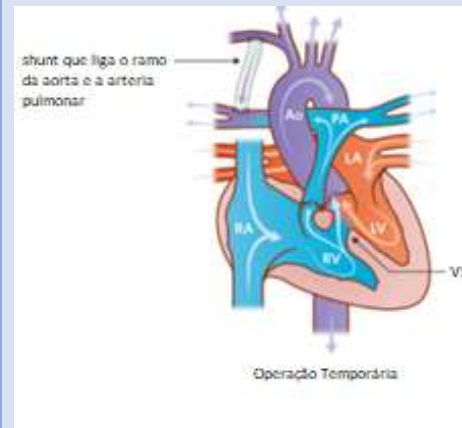
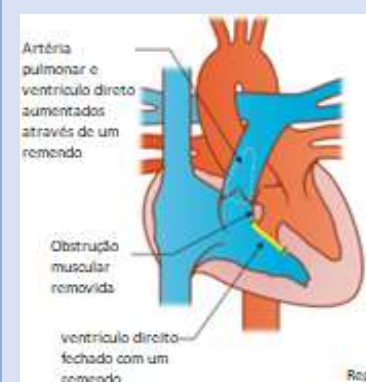
Procedimentos

Como foi mencionado, os pacientes com CC são expostos a baixas doses de forma cumulativa, visto que passam por procedimentos de diagnóstico e intervenção guiados por fluoroscopia, procedimentos de cateterismo e eletrofisiologia várias vezes ao longo da sua vida[7].

Na tabela seguinte são descritos alguns procedimentos de tratamento a patologias anteriormente referidas.

Tabela 14-Procedimentos de tratamento de CC[53], [56]

Cardiopatias congénitas e Procedimentos de tratamento	
Comunicação interauricular	• Tratamento Percutâneo  Dispositivo passou pela veia cava inferior, na aurícula direita e no defeito no septo Figura 24-Tratamento percutâneo da CIA[60] • Cirurgia
	• Correção cirúrgica  Figura 25-Tratamento do DSAV[61]
Comunicação interventricular	• Tratamento Percutâneo • CIV muscular  Figura 26-tratamento percutâneo de CIV muscular[62] • CIV perimembranosa • Cirurgia • Encerramento direto • Patch de Dacron
	• Tratamento percutâneo • Valvuloplastia • Cirurgia • Valvulotomia • Correção uni ou biventricular • Shunt sistêmico pulmonar  shunt entre o ramo da aorta e a artéria pulmonar Figura 27-Shunt sistêmico pulmonar[63]

Persistência do canal arterial • Tratamento Percutâneo  Figura 28-Tratamento percutâneo da PCA[64] • Correção cirúrgica  Figura 29-Correção cirúrgica da PCA[53]	Tetralogia de Fallot • Cirurgia • Shunt BT  Figura 30-Correção temporária da tetralogia de Fallot[65] • Correção Total  Figura 31-Correção temporária da tetralogia de Fallot[65]
---	---

Fluoroscopia

Os sistemas de fluoroscopia produzem imagens de raios-X e permitem a visualização em tempo real do paciente com alta resolução temporal. Geralmente, são utilizados para posicionar o sistema de imagem e para fornecer orientação de imagem para procedimentos de intervenção[13].

Exemplos de uso para fluoroscopia incluem estudos de deglutição, cardiologia, neurologia, ortopedia, imagens gastrointestinais superiores e inferiores, bem como colocações de dispositivos como stents, agulhas, linhas e tubos[66].

Antes do final da década de 1950, a fluoroscopia era realizada em salas escuras, enquanto o radiologista visualizava as fracas cintilações de uma tela fluorescente

espessa, sendo exposto ao feixe de raios-X primário, bem como à radiação dispersa (RD) (Figura 32)[13][66].

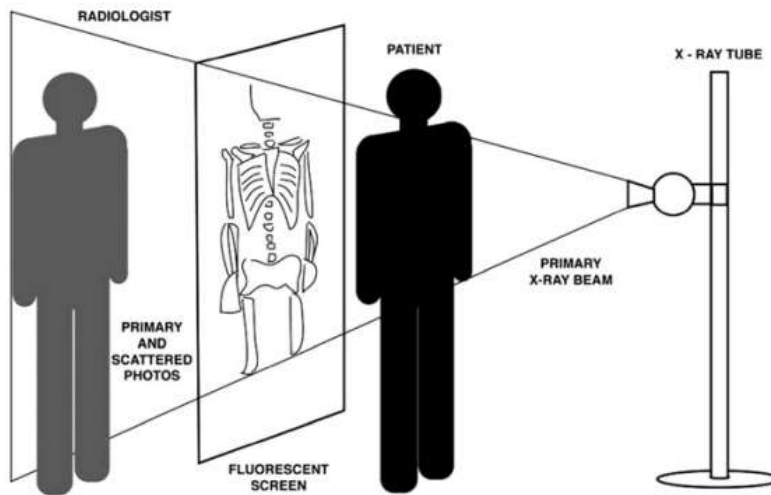


Figura 32-Esquema dos primeiros procedimentos de fluoroscopia[66]

Atualmente, os sistemas modernos fornecem raios-X como pulsos curtos em vez de continuamente, além disso apresentam maior filtragem do feixe, maior eficiência de detecção, reduzindo assim a exposição à RI dos pacientes e profissionais. A tecnologia de monitorização de dose é um componente presente em todos os sistemas de fluoroscopia de intervenção fabricados desde 10 de junho de 2006[13], [66].

O Equipamento de fluoroscopia

Nos procedimentos de CI é utilizado um sistema monoplanar, normalmente conhecido como arco em C.

Como o nome indica, é um braço com a forma de um C, que possui numa das pontas um tubo de raios-X e na outra um recetor de imagem. É possível a colocação da fonte de raios-X acima ou abaixo da mesa, sendo mais comum a última. Geralmente, estes sistemas podem realizar rotações para a esquerda e para a direita (ao longo do plano transversal do paciente) e podem, ainda, inclinar-se na direção dos pés ou da cabeça do paciente.

Este equipamento possui um centro de rotação denominado isocentro, no qual qualquer objeto lá colocado permanece centrado com o feixe de raios-X, independentemente da rotação do braço.

Este tipo de equipamento não possui proteção para reduzir a RD[13], [67].



Figura 33-C-arm Innova IGS 5[68]

Outro equipamento conhecido é o sistema biplanar, recorrendo a 2 braços em C posicionados perpendicularmente entre si.



Figura 34-Sistema biplanar Siemens[69]

E ainda as mesas telecomandadas, operadas com recurso a controlo remoto a partir de uma área protegida, atualmente encontram-se em desuso[13].



Figura 35-Mesa Telecomandada[70]

Assim sendo, um aparelho de fluoroscopia tem como funcionalidade produzir um feixe de raios-X colimado, com intensidade e qualidade adequadas, e projetá-lo num paciente, num ângulo desejado. Após atravessar o paciente, o feixe será convertido numa imagem visível num monitor[3].

Componentes dos Equipamentos de Fluoroscopia

O equipamento é composto pelos componentes ilustrados na figura abaixo.

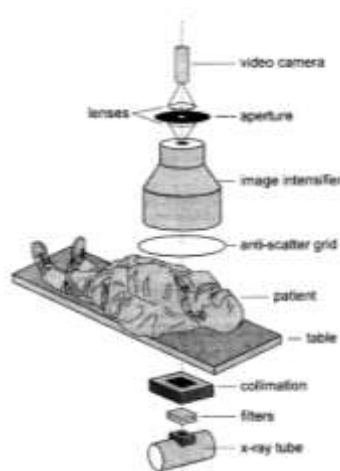


Figura 36-Principais componentes do equipamento de fluoroscopia[13]

Gerador

O gerador é responsável pela transformação da corrente trifásica numa corrente de alta amperagem, permite a variação da alta tensão entre 40 e 150 kV e da corrente entre 1 e 1000 mA.

É a estrutura que disponibiliza e controla a energia fornecida ao tubo, de forma a gerar um feixe de raios-X, controla ainda o tempo de exposição e, consequentemente, ajusta a dose de raios-X por imagem.

Os geradores mais modernos possuem um controle de exposição automático que permite uma combinação entre a tensão, corrente e o tempo de exposição para uma visualização mais rápida das estruturas anatómicas em movimento[3], [66], [71].

Tubo de Raios-X

O tubo de raios-X é o dispositivo que converte a energia disponibilizada pelo gerador em raios-X. Este dispositivo tem como constituintes um filamento (cátodo) e um disco (ânodo), encapsulados em vidro numa atmosfera de vácuo.

Como explicado no capítulo “Produção de Raios-X para diagnóstico”, o filamento do cátodo, é atravessado pela corrente de alta amperagem fornecida pelo gerador, aquece e irradia eletrões estacionários por emissão, que interagem com os átomos do ânodo, produzindo o feixe de raios-X.[3], [25].

Colimação

A colimação permite restringir o tamanho do feixe de raios-X que incide sobre o paciente, quer na dimensão como também na forma do campo, de modo a apenas ser irradiada uma área específica corpo paciente. Quanto menor a área irradiada, menor é a dose de RI recebida pelo paciente.

Além disso, melhora a qualidade imagem, na medida em restringe a RD que alcança o recetor de imagem.

O uso correto do sistema de colimação permite ainda diminuir a dose ocupacional dos profissionais visto que a RD é o tipo de radiação que mais contribui para a dose que estes recebem[66], [72].

Filtros

Os equipamentos de fluoroscopia recorrem a conjuntos de filtros, por exemplo alumínio e cobre, para modificar o espectro de energia do feixe de fotões de raios-X, uma vez que fotões de muito baixa energia têm uma elevada probabilidade de serem absorvidos pelo paciente, sem contribuir para a imagem, aumentando a dose do paciente, e os de alta energia atravessam facilmente o paciente, contribuindo para a formação da imagem.

Os filtros utilizados têm como finalidade absorver uma maior quantidade de fotões de baixa energia, eliminando os raios-X que não proporcionam nenhuma informação diagnóstica e que não têm energia suficiente para serem transmitidos através do paciente, isto resulta num aumento da energia efetiva do feixe de raios-X e um consequente aumento da penetrabilidade do mesmo, acompanhado por uma diminuição da dose [13].

Recetores de Imagem

Atualmente, existem dois tipos de recetores de imagem: os intensificadores de imagem acoplados a sistemas de vídeo e os detetores digitais planos (flat-panel detectors), estes permitem a aquisição de imagens em tempo real[13].

O intensificador de imagem tem como função converter os raios-X que emergem do paciente em luz visível para que a imagem radiológica possa ser visualizada e gravada,

neste processo, aumenta o brilho da imagem 10.000 vezes para permitir uma melhor visualização.

O feixe de raios-X incidente interage com uma tela fluorescente produzindo luz visível. Esta é absorvida pelo fotocátodo, onde posteriormente ocorre emissão de eletrões, que são direcionados para a tela fluorescente de saída. Nesta os eletrões são absorvidos, havendo emissão de uma grande quantidade de fotões luminosos[25], [73].

A nova geração de recetores de imagem, conhecidos como detetores digitais planos, converte os raios-X em carga elétrica. Os eletrões são conduzidos a uma matriz de transístores TFT (*Thin Film Transistors*), cuja leitura, associada à eletrónica que permite a conversão ADC (*Analog-to-Digital Conversion*), produz uma imagem digital[9], [66].

Grelha Anti-dispersão

Existe, ainda, a grelha anti-dispersão que reduz a RD e aumenta o contraste da imagem, melhorando a sua qualidade. É, habitualmente, colocada entre o paciente e o recetor de imagem. Em condições específicas, como o caso do paciente pediátrico, com menos de 20 Kg, é recomendado remover a grelha e recorrer ao método de *air-gap*, pois apesar de melhorar a imagem tem como inconveniente o aumento da taxa de dose[25], [74].

Modos de Operação

Os equipamentos médicos utilizados em CI operam basicamente em dois modos: modo de fluoroscopia e modo de aquisição.

Geralmente, o modo fluoroscopia é utilizado para guiar cateteres e outros dispositivos médicos no interior do paciente até ao local pretendido. As imagens de fluoroscopia não são armazenadas nem utilizadas para fins de diagnóstico, pelo que utiliza baixas taxas de dose (tipicamente entre os 10 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ e os 80 $\mu\text{Gy}/\text{min}$), o que se traduz em imagens de baixa qualidade.

O modo de aquisição consiste em adquirir e gravar séries de imagens dinâmicas de alta-definição, e é usado para o diagnóstico de lesões. Este modo, associado com a injeção de contraste, permite visualizar as artérias coronárias e as cavidades cardíacas.

Este método utiliza taxas de dose mais elevadas (normalmente entre 100 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ e os 300 $\mu\text{Gy}/\text{min}$), de forma a reduzir o ruído das imagens e aumentar o contraste e a definição dos contornos, para otimizar a visualização clínica[14], [33].

Tipos de Emissão

Na prática clínica, a emissão de RI é conseguida recorrendo a dois modos de funcionamento: modo contínuo e modo pulsado.

Fluoroscopia contínua

O método clássico de operação dos equipamentos de fluoroscopia é em emissão contínua, ou seja, o tubo de raios-X emite RI ininterruptamente enquanto o controlo de disparo do operador estiver premido. Assim, a taxa de formação de imagens corresponde à do sistema de vídeo utilizado, que é normalmente de 30 imagens (frames) por segundo (30 fps).

Apesar de permitir a aquisição de imagens com qualidade, apresenta algumas desvantagens, nomeadamente a perda de definição das estruturas anatómicas que se encontram em movimento e tem como custo a exposição incessante dos pacientes e dos operadores à RI.

Por estes motivos, atualmente a maioria dos equipamentos usados em CI operam com fluoroscopia pulsada[13], [14].

Fluoroscopia pulsada

Neste modo de operação a exposição aos raios-X ocorre através de pulsos curtos com uma duração de 3 a 10 ms. O operador pode selecionar diversas taxas de pulso, cujos valores variam entre os 3,25; 7,5; 15 e 30 fps, dependendo do equipamento e do sistema de gravação de imagens utilizado.

Este tipo de emissão melhora a resolução espacial pois a utilização de pulsos curtos reduz a desfocagem das imagens, sendo particularmente adequada uma elevada taxa de frames para observar estruturas dinâmicas de movimento rápido, como as que se observam nos exames de CI[14].

Na fluoroscopia pulsada, os tempos de emissão de RI são inferiores aos da fluoroscopia contínua.

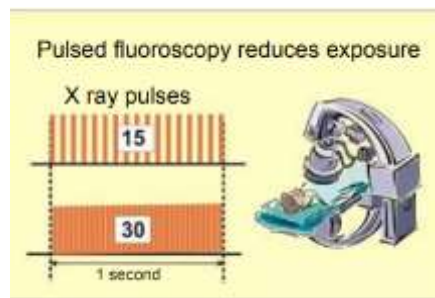


Figura 37-Esquema das diferentes taxas de aquisição[75]

Quanto menor a taxa de aquisição de imagens por segundo, menor é a dose recebida pelo paciente e operador, todavia, aumenta o ruído, degradando-se a qualidade da imagem[13], [66].

De maneira a otimizar os procedimentos, deve minimizar-se o tempo de fluoroscopia, evitar-se aquisições desnecessárias e arquivar os dados de tempo de fluoroscopia para cada paciente[76].

Qualidade da Imagem

Ao observar uma imagem radiológica, é desejável que a mesma seja o mais fiel à realidade e que contenha a maior informação possível. Portanto, que seja possível visualizar objetos de pequena dimensão, com detalhes finos e bordas nítidas, que se consiga distinguir estruturas diferentes, mesmo com propriedades relativamente similares, entre outras características.

Para tal, assumem elevada importância a resolução espacial e a resolução de contraste, características que definem a qualidade de imagem[13].

Resolução espacial

A resolução espacial caracteriza-se como a capacidade para ver numa imagem dois pequenos objetos que possuem atenuações altamente diferentes quando estão muito próximos. Um exemplo é a possibilidade de deteção de dois ramos de uma artéria que se bifurcam.

A resolução espacial pode ser aferida através de fantasmas formados por faixas altamente atenuadoras separadas por outras de muito baixa atenuação, sucessivamente mais finas. À medida que as faixas vão diminuindo de espessura vai sendo mais difícil a sua distinção.

A resolução espacial é, então, referida como sendo o menor número de objetos que podem ser distinguíveis por unidade de comprimento.

Normalmente, não depende do débito de dose, estando mais relacionada com considerações geométricas dos equipamentos, tal como o tamanho do ponto focal, as características do recetor de imagem entre outras.

Campos de visão mais pequenos, associados a modos de ampliação superiores, são capazes de obter melhores resoluções espaciais[13], [66].

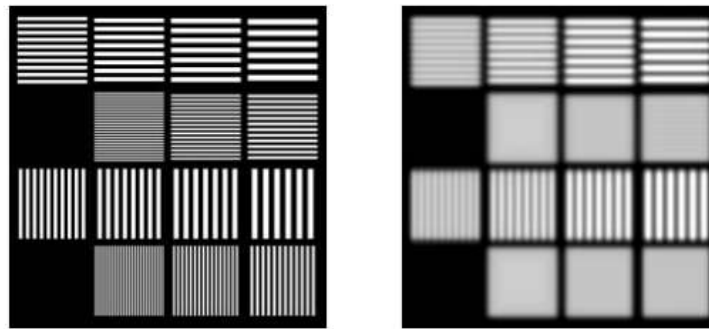


Figura 38-A imagem do lado esquerdo apresenta maior resolução espacial que a do lado direito (uma vez que se conseguem distinguir as linhas mais finas e próximas entre si)

Resolução de contraste

A resolução de contraste define-se como a capacidade de detetar um objeto que difere pouco em atenuação do fundo onde está inserido.

É, geralmente, determinada subjetivamente com recurso a fantasmas de contraste nas condições habituais da prática clínica.

São vários os fatores que limitam o contraste de uma imagem, nomeadamente, a energia do feixe de raios-X, a menor ou maior abundância de RD e as características do sistema de imagem.

A deteção de objetos de baixo contraste é sensível a variações de dose, como tal, quanto maiores as taxas de débito dos equipamentos, maior é a resolução de contraste. Porém, existe a desvantagem de expor o paciente a mais RI.

No entanto, para baixas doses, o ruído da imagem pode tornar impercetíveis os limites de uma lesão. Sendo, assim, necessário um equilíbrio entre o contraste para garantir uma boa qualidade de imagem e o débito de dose a que o equipamento recorre para obter tal resolução de contraste.

Os vários modos de operação dos aparelhos de fluoroscopia permitem ao operador um compromisso razoável entre resolução de contraste e a exposição do paciente[13], [66].

Resolução Temporal

A resolução temporal é a base da fluoroscopia, e define-se como a fração de tempo mínima na qual se distingue dois eventos discretos que aparentam ser um evento único.

Em cardiologia a resolução temporal é um fator determinante[13], [66].

Campo de visão e a Ampliação

O campo de visão (*field of view* - FOV) dos intensificadores de imagem possui diferentes tamanhos que, normalmente, variam entre 10 e 40 cm. Campos maiores são geralmente utilizados quando é necessário visualizar uma vasta área como, por exemplo, o abdómen. Para imagens cardíacas, um intensificador de 23 cm considera-se suficiente.

Quanto maior o tamanho do campo, maior é o custo do equipamento e menos manuseável se torna. Um pequeno intensificador fornece uma melhor resolução espacial, pois os eletrões do fotocátodo atingem a tela de entrada com maior precisão, contudo, a área anatómica a estudar é mais circunscrita.

Um intensificador de grande dimensão tem, ainda, a possibilidade de permitir maiores ampliações.

Por vezes, é necessário obter uma imagem ampliada da região em estudo. A ampliação aumenta a resolução de alto contraste, uma vez que é irradiada uma área menor logo a RD diminui o que aumenta o contraste da imagem e, simultaneamente, o colimador é ajustado para fazer coincidir a dimensão do feixe com o FOV. Mas por outro lado, com o aumento da ampliação, o ganho do brilho irá diminuir, o que, conseqüentemente, faz com que o *Automatic Brightness Control* (ABC) aumente o débito de RI para compensar a perda no brilho, fazendo com que o paciente receba mais dose. Ao diminuir o campo visual para um fator 2, a dose é aumentada num fator 4.

Em suma, embora se consiga uma imagem com maior qualidade, a dose recebida pelo paciente também aumenta, sendo proporcional à amplificação praticada[9], [13], [72].

Proteção Radiológica dos Pacientes de CI

O valor clínico da imagiologia que usa a RI no diagnóstico da doença e lesão pediátrica é inegável e existem várias formas de reduzir a dose de radiação sem perder informação significativa. No entanto, e mesmo nos casos em que os riscos da RI são muito baixos, a proteção contra a RI na imagiologia pediátrica é um assunto de saúde pública dada a grande parte da população pediátrica exposta a estes riscos[2].

De modo geral, a dose de RI é otimizada quando a imagem é realizada com a menor quantidade de radiação necessária para fornecer qualidade de imagem adequada e orientação de imagem.

Fatores que influenciam a dose recebida pelos pacientes

Entre os fatores que influenciam a dose recebida pelo paciente estão o uso de fluoroscopia pulsada, a intensidade da corrente do tubo de raios-X, a energia do feixe, a colimação do feixe, a utilização da grelha anti-dispersão e a ampliação, já explicados anteriormente. Para além dos referidos consideram-se também:

Tamanho do paciente

A atenuação do feixe é proporcional ao índice de massa corporal do paciente, assim quanto maior for o índice maior é a atenuação, tornando-se necessário aumentar a tensão e a intensidade da corrente, como consequência há um aumento da dose do paciente.

A RD também aumenta e, na tentativa de manter a qualidade de imagem aceitável, são necessárias taxas de dose mais elevadas.

A maioria dos equipamentos usados em CI possui um sistema ABC que otimiza as condições de exposição em função da espessura do paciente[72], [75], [76].

Complexidade dos procedimentos

A complexidade de alguns procedimentos, pode obrigar a um aumento do tempo do exame, o que resulta num aumento do tempo de fluoroscopia e do número de imagens adquiridas e que, consequentemente, aumenta a dose do paciente [76].

Geometria do recetor de imagem-paciente

Considerando a lei do inverso do quadrado da distância sabe-se que a distância do foco do tubo de raios-X à pele (*focus-skin distance* – FSD- em inglês) deve ser máxima, de forma a reduzir a dose na pele do paciente (dose de entrada).

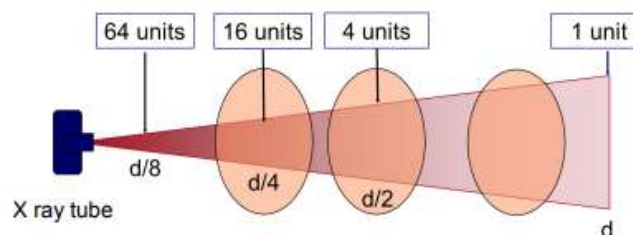


Figura 39-Lei do inverso do quadrado da distância[75]

Contrariamente, o recetor de imagem deve ser posicionado tão próximo do paciente quanto o possível [75].

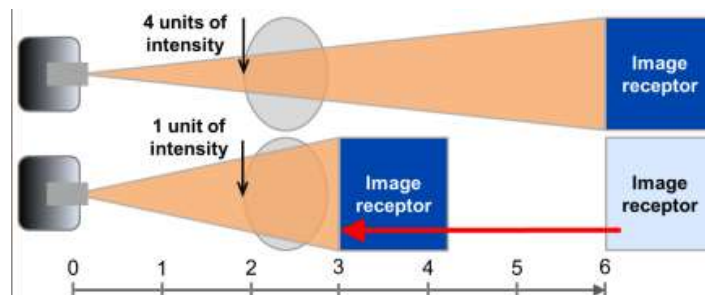


Figura 40-Esquema da posição otimizada do recetor de imagem[75]

Projeções usadas para direccionar o feixe de raios-X

Nas projeções PA a distância FSD é maior que nas projeções laterais e oblíquas, assim a dose na pele dos pacientes é menor em PA.

Além disso a distância a percorrer dentro do paciente é maior nas projeções oblíquas e laterais, sendo necessário recorrer a taxas de dose mais elevadas para que o feixe penetre as diferentes estruturas anatómicas do paciente.

À vista disto, nos procedimentos de intervenção mais prolongados, é relevante evitar a exposição dos mesmos locais da pele do paciente, devendo-se alterar, sempre que exequível, a direção de orientação dos raios-X [72], [75].

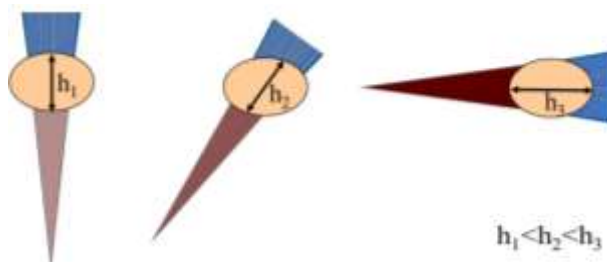


Figura 41-Diâmetro do paciente para as diferentes projeções[75]

Materiais e Métodos

Materiais e Métodos

Neste capítulo são abordados os materiais e métodos utilizados para o estudo dosimétrico da exposição de pacientes pediátricos com CC a raios-X devido a procedimentos de CI.

Para efetuar o mesmo foi realizada uma caracterização estatística dos procedimentos de CI realizados no Hospital de Santa Marta, em Lisboa, que é um centro de referência nacional de doenças cardíacas congénitas, onde também foram realizadas as medições.

Para os cálculos dosimétricos, recorreu-se a simulações de Monte Carlo (MC), utilizando para o efeito o software MCNP. No intuito de validar a simulação, foram efetuadas medições no arco em C do hospital de Santa Marta (Innova IGS 520, a descrição do qual é realizada mais adiante), com um fantoma pediátrico e dosímetros *Raysafe* colocados em três regiões de interesse (o nácio, o coração e as gónadas), que foram depois reproduzidos no software, após ter sido definida no mesmo a sala do procedimento e reproduzidas as condições em que ocorreu a irradiação.

Após validação da simulação foram efetuadas simulações de exposição de crianças de 2 e 11 meses, e 5, e 11 anos com recurso a dois fantasmas de voxel pediátrico - CHILD e BABY (desenhados e cedidos pela Dra. Maria Zankl, Helmholtz Zentrum, Munique, Alemanha)[77], que foram reescalados tanto por idade como por peso e altura para dados obtidos a partir de pacientes reais. Os dados obtidos para pacientes reais foram devidamente anonimizados.

Caracterização dos procedimentos de CI pediátricos realizados no Hospital Santa Marta

Foram estudados os procedimentos de CI pediátricos decorridos no Hospital Santa Marta no período de junho de 2022 a setembro de 2022 (Anexo 1). Nos gráficos 1 e 2, encontra-se a informação demográfica dos indivíduos submetidos aos procedimentos de CI. É possível verificar que os pacientes foram maioritariamente crianças do género feminino (63%). As idades dos pacientes estavam compreendidas entre os 4 meses e os 23 anos.

Género dos pacientes

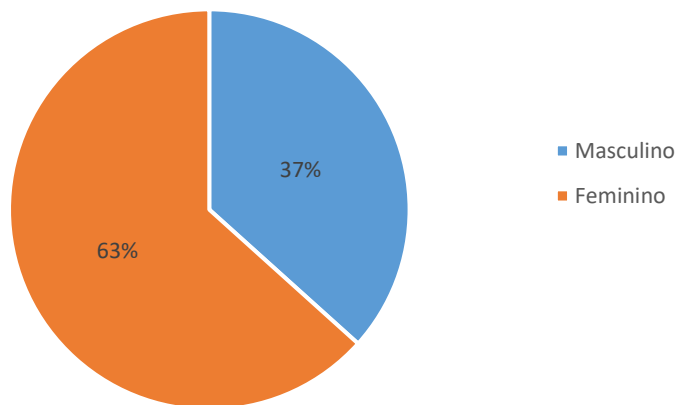


Gráfico 1-Distribuição dos pacientes que foram sujeitos a procedimentos de CI entre junho e setembro de 2022, de acordo com o género

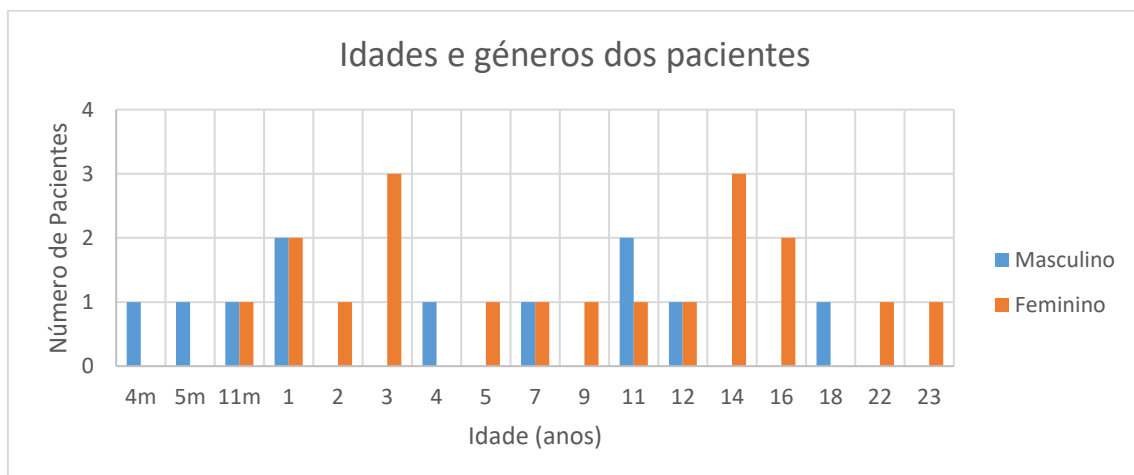


Gráfico 2-Distribuição das idades dos pacientes que foram submetidos a procedimentos de CI entre junho e setembro de 2022

O gráfico 3, traduz a percentagem de procedimentos de diagnóstico ou de intervenção. Os procedimentos foram maioritariamente de intervenção, apresentando uma percentagem de 63% num total de 30 procedimentos pediátricos.

Tipo de procedimento

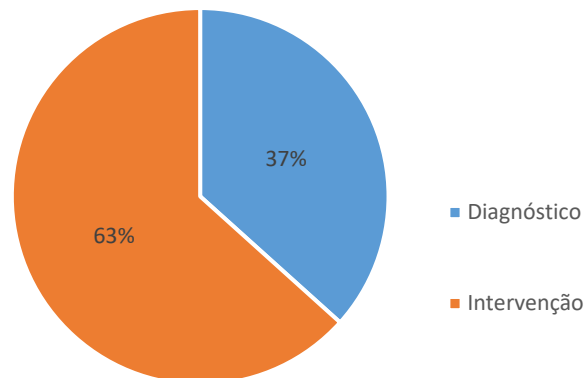


Gráfico 3-Distribuição dos procedimentos de CI realizados entre junho e setembro de 2022, de acordo com o tipo de procedimento

Na tabela 15, são apresentados, tendo em conta o tipo de procedimento, a idade dos pacientes, a duração, a dose total e o DAP do procedimento.

Registando-se para cada uma destas variáveis: a média, o desvio padrão, o máximo e o mínimo observados.

Tabela 15-- Informação dosimétrica dos procedimentos realizados entre junho e setembro de 2022, de acordo com o tipo de procedimento. Valores representam média e desvio padrão ($\bar{x} \pm dp$), entre parêntesis indicam-se os valores mínimos e máximos.

Informação	Procedimento	
	Diagnóstico	Intervenção
Idade	3 anos $\pm$ 8 anos (5 meses – 22 anos)	9 anos $\pm$ 6 anos (4 meses – 23 anos)
Duração	8 min e 5 s $\pm$ 9 min e 25 s (3 min e 14 s – 36 min e 35 s)	13 min e 3 s $\pm$ 10 min e 49 s (2 min e 36 s – 35 min e 33 s)
Dose total(mGy)	21.00 $\pm$ 58.05 (7.00 – 154.00)	39.00 $\pm$ 119.56 (10.00 – 438.00)
DAP (Gy.cm ²)	200.00 $\pm$ 732.15 (0.80 – 1687.00)	382.00 $\pm$ 654.38 (2,75 – 2342.00)

Analisando a tabela anterior, verifica-se que duração média de diagnóstico é inferior à duração média do procedimento de intervenção, apesar deste último apresentar os valores mínimos e máximos de duração menores que o diagnóstico.

A dose total (efetiva) é superior nos procedimentos de intervenção como é expectável, tal como o DAP.

Nos gráficos 4 e 5, são apresentadas as distribuições dos valores de dose acumulada e do DAP tendo em conta o tipo de procedimento.

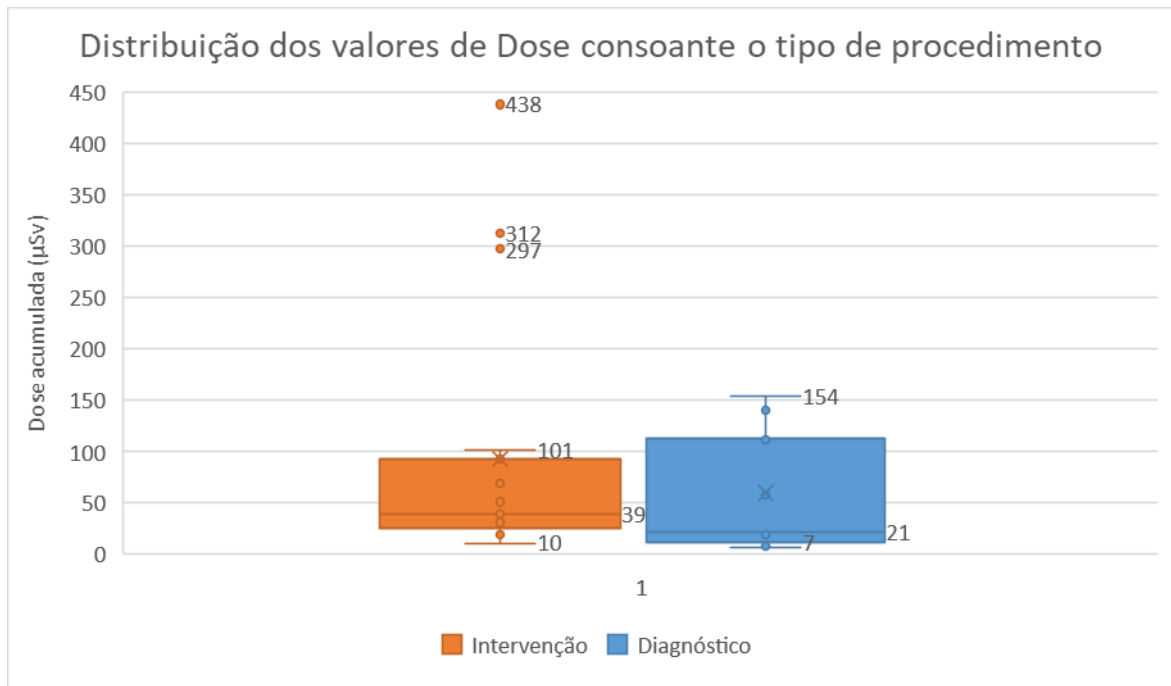


Gráfico 4-Distribuição dos valores de Dose consoante o tipo de procedimento

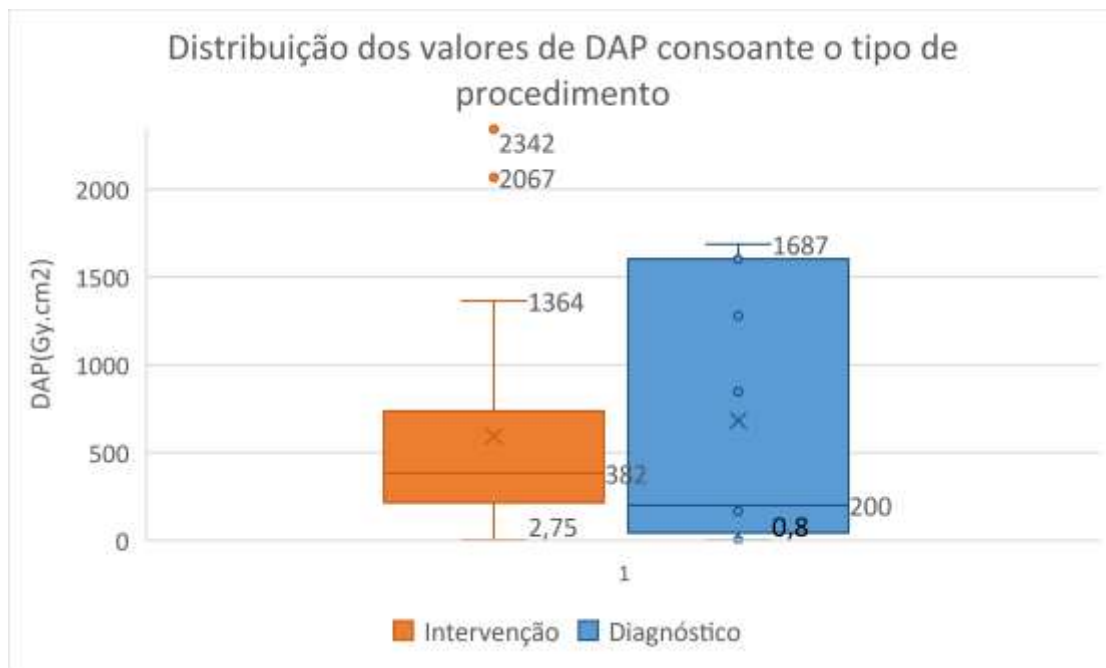


Gráfico 5-Distribuição dos valores de DAP consoante o tipo de procedimento

Apesar da base de dados ser pouco extensa, é de notar que, dada a complexidade da intervenção, quer a idade do paciente quer a duração do procedimento contribuem sempre para uma grande variabilidade da dose e do DAP.

Aplicando a fórmula:

$$PSD(mGY) = 249 + 5.2 \times DAP(Gy.cm^2) \quad (33)$$

Aos procedimentos com DAP superior a 50 Gy.cm², condição necessária para a aproximação ser válida, obtém-se[67]:

$$PSD(GY) = média \pm desvio padrão (mínimo - máximo) \quad (34)$$

$$PSD(GY) = 2,67 \pm 3.49 (0.61 - 12.43)Gy \quad (35)$$

Sendo que aproximadamente 71% dos procedimentos, com DAP superior a 50 Gy.cm², apresentou um valor de PSD superior a 2Gy, o limiar de dose para aparecimento de um eritema imediato transiente, como referido anteriormente.

Uma vez que os procedimentos estão apenas definidos pela sua tipologia, não sendo especificado o procedimento em concreto, não é possível comparar os valores apresentados com a literatura.

Equipamento utilizado

Sala de Procedimento CI

Como mencionado a sala simulada situa-se no Centro de Referência de Cardiopatias Congénitas do Centro Hospitalar de Lisboa Central, e encontra-se esquematizada na imagem que se segue.

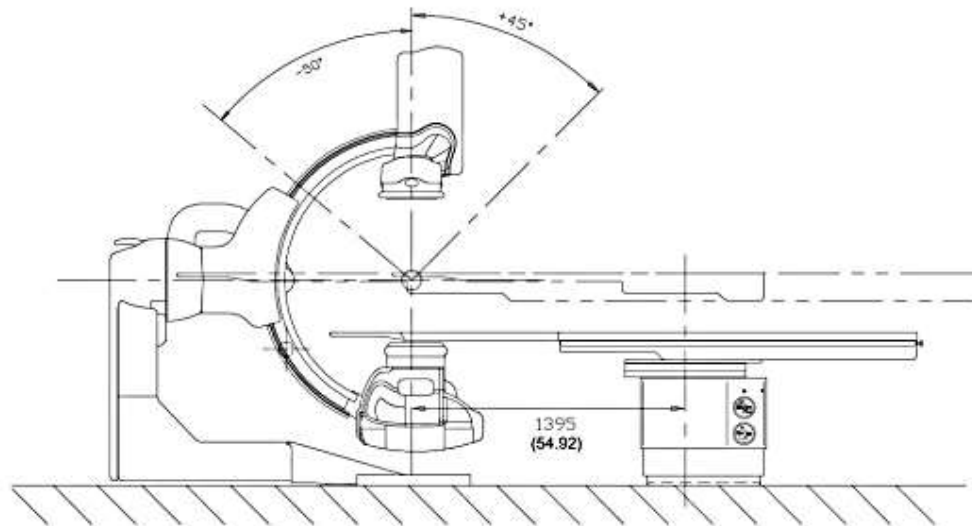


Figura 42-Esquema da sala de CI[78]

Como é possível observar a sala possui um sistema de imagem guiada, uma vez que é comum realizar procedimentos cardiovasculares nos pacientes com recurso aos mesmos, na situação em questão foi utilizado o equipamento Innova IGS 520[79].

Innova IGS 520

O sistema Innova IGS 520 permite apoiar uma variedade de procedimentos, cardiovasculares, eletrofisiológicos, oncológicos e neurológicos. Projetado para fornecer uma boa imagem mantendo a dose o mais baixa possível, inclui recursos como personalização de dose, 3DCT HD, permitindo obter detalhes de imagem finos para visualizar tecidos moles e pequenos dispositivos[79].

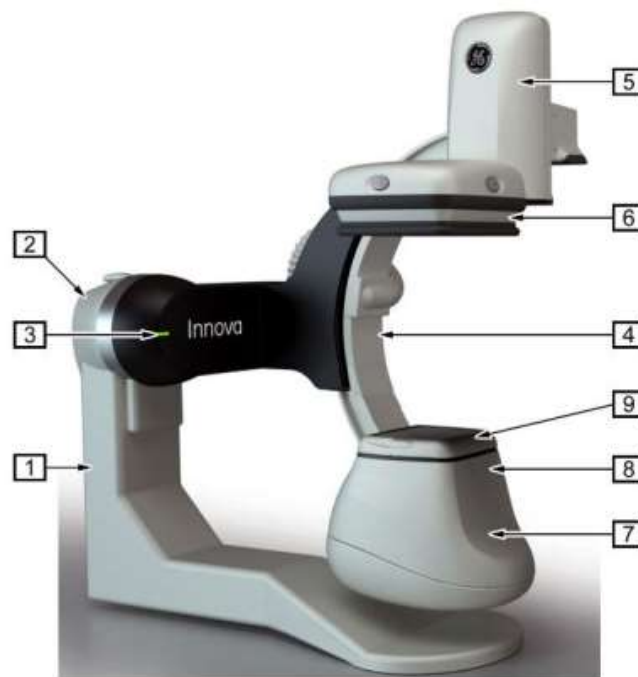


Figura 43-C-arm:1) L-arm; 2) Pivot; 3) Led; 4) Arco C; 5) Elevador para variar a posição do detetor; 6) Detetor digital; 7) Tubo Raio-X; 8) Colimador; 9) Cobertura do Raio-X[78];

Componentes da Sala

Para simular a sala no ambiente virtual foi necessário recolher informações como dimensões, composições químicas, atómicas e densidades dos diferentes materiais presentes na mesma.

Uma vez que não se encontra descrita na literatura a composição química exata da mesa do paciente, nem a sua estrutura interna, apenas sendo referido que a mesma é composta por fibra de carbono, foi necessário fazer um estudo mais aprofundado de fibras de carbono de modo a encontrar parâmetros que se aproximassem mais dos resultados observados[68].

Tabela 16- Características da Sala [68], [80]–[82]-a) valor obtido a partir do estudo no capítulo “Alterações na simulação MCNP”

	Material	Dimensão	Densidade (g/cm ³)
Sala	Ar	8,16 m x 7,50 m x 2,83 m	1.2043e-3
Paredes	Betão	8,16 m x 2,83 m x 21 cm 7,50 m x 2,83 m x 21 cm	2.3
Tubo de Raio-X	Espectro simulado no programa IPEM78 (Gráfico 8)		
Colimadores	Cobre	5 cm x 5 cm x 0.3 mm	8.960
Filtro Al	Alumínio	6 cm x 6 cm x 2.5 mm	2.6989
Filtro Cu	Cobre	6 cm x 6 cm x 0.1 mm	8.960
Mesa do paciente	Fibra de Carbono	3,35 m x (0,66 m / 0,44 m / 0,20 m) x 4 cm	2.1a
Base da Mesa	Kevlar	48 cm x 65 cm x 94 cm	1.45
Saia de mesa	Chumbo	97 cm x 70 cm x 0,5 mm	11.35
Acrescento	Chumbo	34,5 cm x 56 cm x 0,5 mm	11.35
Detetor (invólucro)	Fibra de Carbono	35 cm x 34 cm x 25 cm	2.141a
Detetor (vidro)	Vidro	31 cm x 31 cm x 1 mm	2.23
Detetor(detetores)	Silicone Amorfo	31 cm x 31 cm x 100 µm	2.285
C-arm	Kevlar	Semi-circunferência Altura-1,83 m Raio interno – 71.5 cm Espessura - 11 cm	1.45

Fantoma Pediátrico antropomórfico

Para as medições de validação foi utilizado o fantoma antropomórfico CIRS ATOM 705 (ABEL), um fantoma pediátrico de 5 anos projetado para avaliar a dose nos órgãos, a dose efetiva de corpo inteiro, bem como verificar doses de radioterapia[83].

Fantomas antropomórficos são objetos que simulam pacientes, feitos de materiais com características de tecido semelhantes aos organismos biológicos normais, com especial atenção às características radiológicas. Devido à sua disponibilidade e proximidade com

a realidade, podem ser utilizados para uma variedade de tarefas, como avaliar o uso ideal de RI, em novos protocolos ou técnicas de reconstrução de imagem, para ensinar diferentes técnicas de imagem ou fatores de exposição[84], [85].

O fantoma em questão apresenta as seguintes características[83]:

- Altura: 110 cm;
- Peso: 19 kg;
- Dimensões do tórax: 14 x 17 cm;
- Densidade física: 1,52 g/cm³;
- Densidade Elétronica: 4.801×10^{23} el/cm³;



Figura 44-CIRS ATOM 705 [83]

Dosímetros *RaySafe i3*

Para a medição de validação, foram utilizados os dosímetros ativos *RaySafe i3 Real-time Dosimetry* que medem e registam a taxa de Hp(10) de RI a que foram expostos em tempo real. Assim como a dose acumulada final.

Os dosímetros são acompanhados por um dispositivo que permite a visualização em tempo real dos dados de dose para os dosímetros ao seu alcance, armazenando-os. São exibidas barras verdes, amarelas e vermelhas que indicam a taxa de dose para cada utilizador e, ainda, a dose acumulada[86].



Figura 45-Dosímetros Raysafe e dispositivo de visualização[86]

Na tabela abaixo encontram-se as principais características dos dosímetros[87]:

Tabela 17-Características dosímetros Raysafe i3[87]

Dosímetro	
Grandeza Operacional	$H_p(10)$
Dependência da Energia	< 25% (N-series, 40-150kV)
Dependência da Temperatura	< 5 % (18 °C – 26 °C) < 25 % (15 °C – 18 °C, 26 °C – 35 °C)
Dependência angular	$\pm 5\%$ dentro de $\pm 5^\circ$ $\pm 30\%$ dentro de $\pm 50^\circ$ $+200\%/-100\%$ dentro de $\pm 90^\circ$
Tempo de Resposta	< 1s, acima de 100 $\mu\text{Sv/h}$ < 5s, abaixo de 100 $\mu\text{Sv/h}$
Intervalo de integração	1s
Limite detetável	< 30 $\mu\text{Sv/h}$
Incerteza da taxa de dose (radiação contínua)	10 % or 10 $\mu\text{Sv/h}$ (40 $\mu\text{Sv/h}$ – 150 mSv/h) 20 % (150 mSv/h – 300 mSv/h) 40 % (300 mSv/h – 500 mSv/h) A taxa de dose medida é aumentada de forma constante até 1 Sv/h.
Reprodutibilidade da Dose	10% ou 1 μSv
Dose Máxima ao longo do tempo de vida	10 Sv

Método de Monte Carlo

O método ou os métodos de MC são métodos computacionais que utilizam números aleatórios para realizar algum tipo de cálculo, como integrais, médias, e outros, de forma estatística, utilizando uma grande quantidade de amostragens aleatórias para alcançar resultados próximos de resultados reais[88].

Os algoritmos MC usam um procedimento ou uma sub-rotina chamada de "gerador de números aleatórios". Na realidade, os computadores não podem gerar números "aleatórios" visto que a saída de qualquer programa é, por definição, previsível. Assim sendo, o resultado destes geradores deve ser denominado de "números pseudoaleatórios"[89]. Estes geradores servem para gerar sequências de números aleatórios que são utilizadas por algoritmos para a realização de cálculos.

Algoritmos de transporte de partículas utilizando técnicas de MC em computadores foram implementados pela primeira vez em 1940 no projeto MANHATTAN, em Los Alamos. E foi no final da década de 1970 que entraram, lentamente, no campo da radioterapia[89], [90].

Avançando cerca de 40 anos, tornaram-se ferramentas indispensáveis no planeamento de tratamentos em radioterapia, e pode prever-se que ocorra uma transição completa para os métodos de cálculo de dose baseados em MC, pois permitem atingir resultados corretos cada vez mais rapidamente, tendo-se inclusive tornado o método para definir padrões para, por exemplo, os fatores de conversão de qualidade de radiação utilizados em radioterapia[91].

O progresso da radioterapia guiada por imagens aumenta a necessidade de simulações de MC, a fim de melhor compreender e calcular a dose a partir de dispositivos de imagem e permitir a otimização do uso da informação quadridimensional disponível[89].

Uma simulação de MC, para modelar o transporte de partículas, pode ser feita utilizando os dois métodos que se seguem[92]:

- **Método analógico:**

Este método é caracterizado pela simulação direta do transporte de cada partícula ao longo da sua trajetória, considerando todas as suas interações, mudanças de posição ou direção, variação de energia, e mudanças de material.

Recorre-se, maioritariamente, a este método para o estudo de partículas não-carregadas, como por exemplo os fótons, que percorrem distâncias

relativamente grandes sem sofrer qualquer interação, após as quais sofrem interações que alteram bastante o estado das partículas[92].

Os principais passos do método consistem em[92]:

1. Calcular a distância percorrida pela partícula quando esta entra pela primeira vez num material;
2. Determinar a interação que a partícula irá sofrer;
3. Recalcular a direção e a energia da partícula de acordo com a interação em questão.

No último passo, são produzidas partículas secundárias (elétrões) cujas propriedades posição, direção e energia são tratadas posteriormente.

Dependo da interação em causa, poderá ser necessário considerar um modelo de relaxação do átomo.

A partícula original apresenta uma nova posição, direção e energia, repetindo-se os passos referidos novamente se a energia desta for maior que o *cut-off*. Caso contrário a partícula deposita a sua energia no material onde se encontra e deixa de ser seguida[92].

- **Método de história condensada**

Para partículas carregadas (no caso, elétrões e positrões) considera-se o método de história condensada, uma vez que estas sofrem praticamente de forma constante algum tipo de interação.

Na prática a maioria das interações sofridas por estas partículas são elásticas ou quase elásticas.

Nestes modelos as colisões sofridas pelo eletrão ou positrão podem ser divididas em[92]:

1. **Colisões duras, se $E > \Delta$**

Neste caso, os elétrões/positrões sofrem interações que levam a elevadas variações de energia, assim utiliza-se o método analógico, tal como realizado para os fótons.

2. **Colisões moles, se $E \leq \Delta$**

Quando se verifica esta situação, o eletrão ou positrão perde energia de forma "contínua", na prática, em colisões elásticas e quase-elásticas.

Assim, considera-se que se pode "condensar" todos estes eventos num único evento.

Assume-se que todas estas interações elásticas e quase-elásticas se resumem a uma distância percorrida (na direção paralela, e na direção perpendicular, e a uma variação no ângulo da direção da partícula, que é determinado utilizando modelos de difusão múltipla[92].

No entanto, este método apresenta um problema de cruzamento de interfaces, o eletrão não “vê” que atravessou outro material. Para ultrapassar esta questão, geralmente introduz-se uma variável d que define a posição do eletrão em relação à interface mais próxima. Assim, se:

1. $d > s_{max}$ utiliza-se o método de história condensada;
2. $d \leq s_{max}$ utiliza-se o método analógico.

Onde, s_{max} corresponde à distância máxima que o eletrão pode percorrer considerando a sua energia e o meio em que se insere[92].

O principal problema das técnicas de MC consiste na sua natureza aleatória, ou seja, todos os resultados são afetados por incertezas estatísticas. Estas incertezas podem ser reduzidas aumentando a população amostrada (pois o erro da média diminui com a raiz quadrada do número de histórias), o que irá aumentar muito o tempo de cálculo[90].

Geralmente define-se um valor chamado "valor de mérito" (FOM - Figure of Merit - em inglês) que é definido como:

$$FOM = \frac{1}{\epsilon^2 T} \quad (36)$$

Onde, ϵ é o erro padrão tal como definido acima e T o tempo de cálculo. Quanto maior este valor, melhor qualidade terá a simulação[92].

MCNP

O MCNP (Monte Carlo N-Particle) é um código reconhecido e amplamente utilizado para a análise do transporte de quase todo o tipo de partículas, carregadas e não-carregadas, através do método MC, desenvolvido pelo Laboratório Nacional de Los Alamos[93]. A versão utilizada no desenvolvimento deste projeto foi MCNP6.1.

O MCNPX, sendo uma extensão do MCNP, utiliza bases de dados de secções eficazes de interação para 34 (trinta e quatro) tipos de partículas, como neutrões, eletrões, fótons, prótons, partículas alfa, entre outras, numa gama de energias dos poucos eV até aos GeV.

Através deste programa são executadas simulações das possíveis interações que ocorrem durante o transporte das partículas nos materiais definidos, para diferentes energias. As partículas são geradas a partir de fontes com amostras aleatórias, nas geometrias definidas pelo utilizador, sendo possível seguir as partículas de interesse, e obter resultados em diferentes *tallies*, ou *resultados*, o que permite executar, com precisão, cálculos com utilidade na radioterapia, radiologia, ou medicina nuclear[94].

Estrutura de um ficheiro de Input

O MCNP é estruturado em três secções principais em que são descritos: a geometria do problema, materiais específicos, fontes de radiação, assim como o formato e tipos de resultados necessários pretendidos com o cálculo.

Estas secções são separadas por uma linha em branco. Primeiramente, são apresentadas as *Cell Cards*, onde as células são definidas com operações booleanas, seguidas das *Surface Cards* na qual são determinadas as superfícies e, por fim, as *Data Cards* em que são estabelecidos os materiais utilizados, a definição da fonte e grandezas a calcular[93].

Cell Cards

Na primeira secção, as células são limitadas por uma ou mais superfícies, de maneira a definir a geometria do problema e é explícito o material que as constitui. Além disso, é estabelecida a importância de cada célula, por outras palavras, é especificado ao programa se se pretende que este deixe de seguir as partículas quando estas chegam à célula em questão (importância igual a 0) ou se é pretendido que o mesmo continue a segui-las, ou seja, têm uma importância igual a 1.

```
tt
C cell cards
031 3 -1.8e0 -31 imp:p=1 $ mesa1 4 cm
032 3 -1.8e0 -32 imp:p=1 $ mesa2
033 3 -1.8e0 -33 imp:p=1 $ mesa3
041 4 -3.0e-2 -41 imp:p=1 $ colchao 1
042 4 -3.0e-2 -42 imp:p=1 $ colchao 2
043 4 -3.0e-2 -43 imp:p=1 $ colchao 3
005 5 -1.135e+1 -5 imp:p=1 $ sala da mesa
006 5 -1.135e+1 -6 imp:p=1 $ acrescento
007 3 -1.8e0 -7 imp:p=1 $ base da mesa
081 6 -1.45e0 81-82 83-84 85 imp:p=1 $ 'c'
082 6 -1.45e0 -86 imp:p=1 $ ligacao 'c' ampola
998 1 -1.2043e-3 -998 imp:p=1 $ fonte
091 11 -8.960e0 -091 imp:p=1 $ jaw mais proxima fonte 1
092 11 -8.960e0 -092 imp:p=1 $ jaw mais proxima fonte 2
093 11 -8.960e0 -093 imp:p=1 $ jaw mais afastada 1
094 11 -8.960e0 -094 imp:p=1 $ jaw mais afastada 2
098 12 -2.6989e0 -098 imp:p=1 $ filtro de Al 2.5mm
```

Figura 46-Parâmetros de entrada numa Cell Card

O primeiro parâmetro apresentado numa célula é a sua identificação, numeradas de 1 a 9999. De seguida é referido o número do material correspondente a esta célula definido na *Data Cards*, que também está numerado de 0 a 9999, podendo alternativamente ser representado por um 0 ou um espaço vazio quando o material representa o vácuo. Ao definir a densidade do material referente à célula em questão, geralmente utiliza-se um sinal negativo, o que indica que a densidade é dada em g/cm^3 . No entanto, esta também pode ser definida como uma densidade de número de átomos/ cm^3 sendo por isso apresentada com um sinal positivo. A especificação da geométrica apresentada após a densidade é feita com o uso de operadores booleanos e os números de superfície[93].

Operações Booleanas

As operações booleanas como a união, interseção e negação são frequentemente utilizadas em conjunto com as definições das superfícies nas *Surface Data* de modo a descrever como as superfícies limitam as regiões do espaço.

A reunião de duas regiões A e B (*OR* lógico) consiste numa nova região em que todo o espaço da região A e da região B são contabilizados. No MCNP esta operação é descrita pelo sinal de dois pontos “:”. Uma interseção (*AND* lógico) em que o resultado é uma região que contém apenas o espaço comum da região A e B, é descrita por um espaço “”. A negação (*NOT* lógico) é descrita por um “#” e representa, por exemplo, todo o espaço fora da reunião de A com B, ou seja, #(A:B).

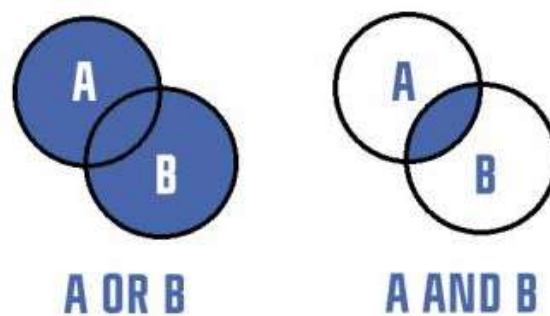


Figura 47-Reunião e interseção das regiões A e B.

Além destas, é possível definir com um sinal positivo “+” o exterior de uma superfície fechada e com um sinal negativo “-” o interior de uma superfície fechada. No caso de superfícies abertas, como planos, o sinal “+” define tudo que está geometricamente para “cima” (ao longo de um eixo específico do referencial) e o sinal “-” tudo que está para “baixo”.

É de notar que as dimensões são dadas em centímetros e, sendo o MCNP um sistema de coordenadas cartesianas (x,y,z), cada ponto deve pertencer a uma célula ou estar na superfície de uma célula, ou seja, não deve haver pontos sem célula ou superfície e nenhum ponto pode pertencer a mais do que uma célula [93].

Surface Card

Como o próprio nome indica, é na *Surface Card* que se definem as superfícies a utilizar, tal como as células, também as superfícies são numeradas de 1 a 9999.

As superfícies são definidas como sólidos geométricos obtidos pelos comandos correspondentes: planos (px,py,pz); esferas (s, s0); cilindros (cx,cy,cz); cones (kx, ky, kx); entre outros (Anexo 2).

```
11  px -15
12  px 15
13  py -15
14  py 15
15  pz -15
16  pz 15
```

Figura 48-Superfícies para formar um cubo

E podem ainda ser utilizados *Macrobodies*, que o MCNP decompõe automaticamente em equações de superfície. Os *Macrobodies* disponíveis encontram-se na tabela abaixo:

Tabela 18-Macrobodies disponíveis no MCNP[93]

Sigla	Tipo de corpo (superfície)
BOX	Caixa ortogonal orientada de acordo com o pretendido (arbitrário) (90° cantos)
RPP	Paralelepípedo retangular (faces paralelas aos eixos x,y,z)
SPH	Esfera
RCC	Cilindro circular direito
RHP OU HEX	Prisma hexagonal direito
REC	Cilindro elíptico direito
TRC	Cone de ângulo reto truncado
ELL	Elipsoide
WED	Cunha
ARB	Poliedro arbitrário

Por exemplo, o *Macrobody* RPP, traduz-se num paralelepípedo retangular que apresenta lados perpendiculares aos eixos de coordenadas. E é definido pelo intervalo que cada lado tem ao longo do seu eixo paralelo. A sintaxe é[93]:

$$RPP \ x_{min} \ x_{max} \ y_{min} \ y_{max} \ z_{min} \ z_{max}$$

No exemplo da figura anterior pretendeu-se desenhar um cubo com 30 cm de altura, largura e comprimento, centrado em (0, 0, 0). No caso da utilização do *Macrobody* RPP escrever-se ia[93]:

```
11 RPP -15 15 -15 15 -15 15
```

Figura 49-Macrobody para cubo

Em suma, as superfícies começam por ser enumeradas e de seguida são definidas as características da superfície pretendida.

Data Card

Na *Data Cards*, as especificações mais importantes para as aplicações de física médica incluem: tipo de problema, especificação de fonte, especificação das *tallies*, especificação de material e secção transversal.

Para definir os materiais existem duas possibilidades, utilizam-se os números atómicos e a (+) fração atómica ou a (-) massa atómica relativa[93].

```
m1 001000 2 008000 1 $agua
m2 001000 -0.080538 006000 -0.599848 008000 -0.319614 $PMMA
m3 006000 -0.000124 007000 -0.755267 008000 -0.213781 018000 -0.012827 $ar
m4 082000 1 $chumbo
```

Figura 50-Código MCNP componente dos materiais

Na figura são apresentados 4 materiais diferentes, a água, o PMMA, o ar e o chumbo.

No que toca à implementação das fontes de partículas, os principais comandos associados são[93]:

- SDEF - define a fonte com todos os parâmetros;
- PAR=n - define as partículas em questão (n= 1 neutrões, 2 fotões, 3 eletrões...);
- POS=x y z - ponto de referência para o posicionamento da amostragem;
- CEL=xxx - célula;
- RAD=d4 - distribuição da distância radial à posição POS ou AXS;
- ERG=d5 - distribuição da energia;
- VEC= x y z - vetor de referência;
- DIR= d6 - Em conjunto com VEC permite definir a direção das partículas;

- SIn - identifica cada um dos parâmetros “n” (n=1,2,3...);
- SPn - define a distribuição de probabilidade de emissão da partícula para o parâmetro “n”;
- SBN bias - serve para obrigar as partículas a um determinado comportamento;
- Outros (Anexo 3).

As *tallies* são usadas para especificar que tipo de informação é que o utilizador pretende com o cálculo de MC, como por exemplo, corrente através de uma superfície, fluxo num determinado ponto, deposição de energia em média sobre uma célula, etc.

Tabela 19-Tipos de Tallies disponíveis no MCNP[93]

Sigla	Tipo de Tally	Partículas pl	Unidade de Fn	Unidade de *Fn
F1 : pl	Corrente numa superfície	N ou P ou N,P ou E	#	MeV
F2 : pl	Fluxo médio numa superfície	N ou P ou N,P ou E	#/cm ²	MeV/ cm ²
F4 : pl	Fluxo médio numa célula	N ou P ou N,P ou E	#/cm ²	MeV/ cm ²
F5a : pl	Fluxo num ponto ou anel	N ou P	#/cm ²	MeV/ cm ²
FIP5 : pl	Imagem do fluxo de um pin-hole	N ou P	#/cm ²	MeV/ cm ²
FIR5 : pl	Imagem do fluxo de uma radiografia planar	N ou P	#/cm ²	MeV/ cm ²
FIC5 : pl	Imagem do fluxo de uma radiografia cilíndrica	N ou P	#/cm ²	MeV/ cm ²
F6 : pl	Deposição de energia	N ou P ou N,P	MeV/g	jerks/g
F7 : pl	Deposição de energia de fissão numa célula	N	MeV/g	jerks/g
F8 : pl	Distribuição da altura de um pulso numa célula	P ou E ou P,E	pulsos	MeV

As *tallies* frequentemente mais utilizadas são a corrente na superfície (F1), o fluxo médio na superfície (F2), o fluxo num ponto ou anel (F5) e a média do fluxo numa célula (F4), assim como as *tallies* de deposição de energia (F6 e F7)[93].

No caso do código desenvolvido foi utilizada a *tally *F8*, esta permite obter a energia em MeVs nas diferentes células escolhidas, ou seja, permite obter a deposição de dose de forma eficaz.

É de notar, ainda, que durante a execução foi implementada a linha de código “DBCN 17J 1”, um *Debug Information Card*, que permite correr o código com um algoritmo de indexação de energia para os eletrões, que resolve problemas nas interfaces do algoritmo de transporte de eletrões[95].

Fantomas de voxel

Os fantomas de Voxel são compostos por pequenos cubos ou paralelepípedos formando imagens tridimensionais(3D) do corpo humano.

Os fantomas utilizados tiveram como base os desenvolvidos no Helmholtz Zentrum München - Centro Alemão de Pesquisa para Saúde Ambiental de Munique , cujas características se encontram na tabela 20[77].

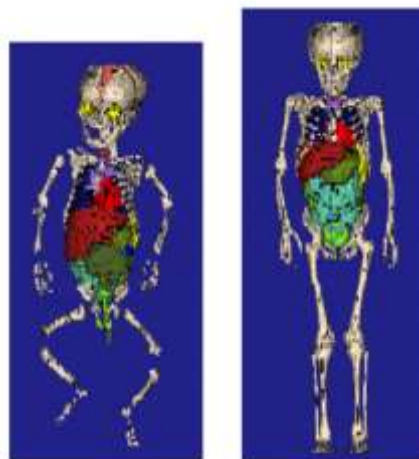


Figura 51-Fantomas de Voxel base

Tabela 20-Características dos fantomas de voxel base[77]

	Baby	Child
Género	Feminino	Feminino
Idade	8 semanas	7 anos
Altura(cm)	57	115
Peso(kg)	4.2	21.7
Dimensão da matriz	267 X 138 X 142	256 X 256 X 144
Dimensões originais dos voxels	(0,0085 X 0,0850 X 0,4000 $\approx$ 0,0029) cm ³	(0,1540 X 0,1540 X 0,8000 $\approx$ 0,0190) cm ³

Tendo em conta a variabilidade dos pacientes, peso e idade, as dimensões dos fantasmas de voxel foram reescalonadas para melhor se adequarem, à anatomia de 4 pacientes escolhidos, com base nos dados fornecidos pelo Hospital de Santa Marta, cujas idades são 2 meses, 11 meses , 5 anos e 11 anos.

As características dos fantasmas obtidos encontram-se na tabela 21 e no anexo 4.

Tabela 21- Características dos fantasmas alterados

Idade	2 meses	11 meses	5 anos	11 anos
Género	Masculino	Masculino	Feminino	Masculino
Altura(cm)	51	77	107	140
Peso(kg)	5.0	6.4	16	23
Dimensão da matriz	267 X 138 X 142	267 X 138 X 142	256 X 256 X 144	256 X 256 X 144
Dimensões originais dos voxéis	(0,075 X 0,102 X 0,362 ≈ 0,007) cm ³	(0,111 X 0,117 X 0,546 ≈ 0,007) cm ³	(0,149 X 0,122 X 0,748 ≈ 0,013) cm ³	(0,169 X 0,118 X 0,979 ≈ 0,030) cm ³

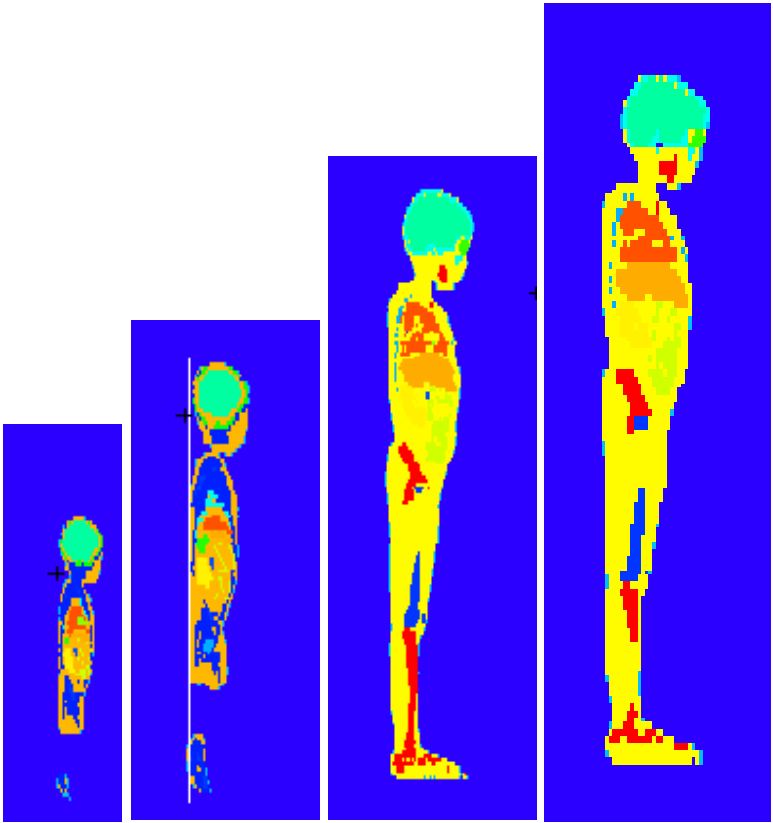


Figura 52- Fantasmas modificados

Ficheiros DICOM

DICOM, do inglês, *Digital Imaging and Communications in Medicine*, é um protocolo internacional utilizado para transmissão, tratamento, armazenamento e visualização de imagens médicas e da informação relativa às mesmas, num formato eletrónico.

Encontra-se implementado praticamente em todos os dispositivos de radiologia, cardiologia e radioterapia (raios-X, TC, ressonância magnética, ultrassom etc.)[96].

De entre as informações disponíveis nestes ficheiros encontram-se a identificação do paciente, informações do procedimento como por exemplo o tempo de exposição, a corrente do tubo de raio-X, o tamanho do campo, a distância da fonte ao paciente (*source to skin distance* -SSD- em inglês), a distância da fonte ao detetor de imagem (*source to image detector distance*-SID-em inglês)[97].

Resultados, Análise e Discussão

Resultados, Análise e Discussão

Medição para validação da simulação

A sala com o arco em C INNOVA foi preparada para a irradiação do fantoma CIRS ATOM 705, sendo que a irradiação foi repetida 4 vezes, com o intuito de fazer exposições com duração de 20 segundos.

De modo a avaliar a irradiação e posteriormente validar a simulação, foram colocados 3 dosímetros Raysafe no fantoma CIRS ATOM 705 nas zonas correspondentes ao nónio(roxo), coração(laranja) e gónadas(preto).



Figura 53-Representação da colocação dos dosímetros durante a exposição

As condições das exposições, obtidas a partir dos ficheiros DICOM, e os valores da dose média, obtidos nos dosímetros, encontram-se representados nas tabelas 22 e 23 respetivamente.

Tabela 22-Informações das condições das várias exposições

Condições de exposição		Testes				Média
		1	2	3	4	
Fluoroscopia	fps	15	15	15	15	15
	kV	60	60	60	60	60
	mA	110	109	111	110	110
	Tempo (s)	1046	1187	1152	1004	1097
Exposure	mGy	2	3	3	2	2,5
Dose	GY.cm2	0,17	0,20	0,21	0,16	0,185
Duração	segundos	20	21	20	19	20
SSD	cm	72	72	72	72	72
SID	cm	93,8	93,8	93,8	93,8	93,8

Tabela 23-Doses medidas nos dosímetros Raysafe i3

Dosímetros	Dose Acumulada(μSv)			
	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
Násio	1,5	1,7	1,3	2,2
Coração	8,3	12,1	5,9	7,1
Gónadas	0,0	0,0	0,0	0,0

Análise dos valores obtidos

Como se pode verificar, obteve-se zero para a dose acumulada nas gónadas, isto deve-se à capacidade de deteção dos dosímetros *RaySafe*.

Quanto aos valores obtidos para o násio e para o coração a sua análise é apresentada na tabela 24 e nos gráficos 6 e 7, que apresentam a distribuição dos valores de dose acumulada medidos no násio e coração, respetivamente, permitindo compreender visualmente a variação dos mesmos.

Tabela 24-Análise das doses acumuladas no násio e coração

	Média (μSv)	Desvio padrão	Mínimo (μSv)	Máximo (μSv)
Násio	1,675	0,386	1,3	2,2
Coração	8,35	2,685	5,9	12,1

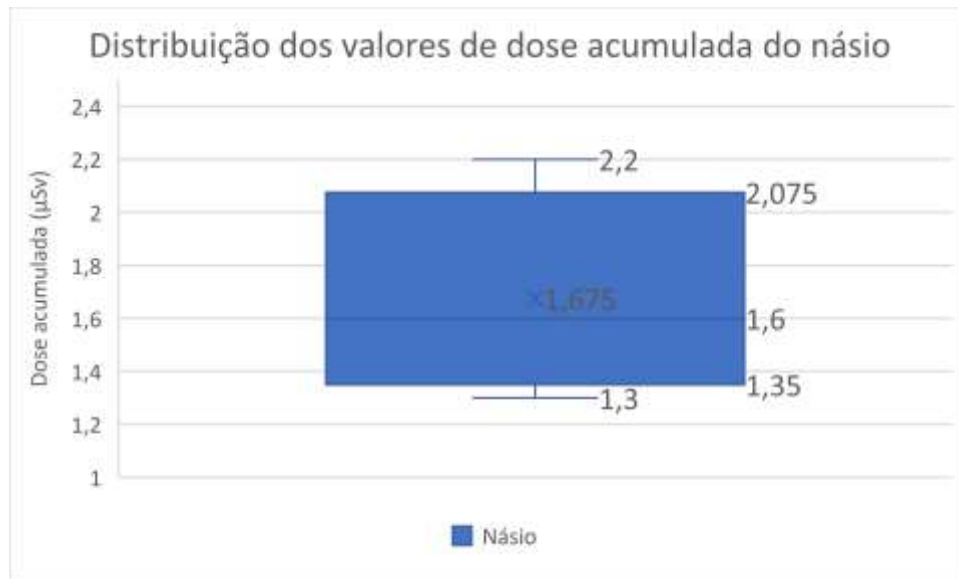


Gráfico 6-Distribuição dos valores de dose acumulada do nónio

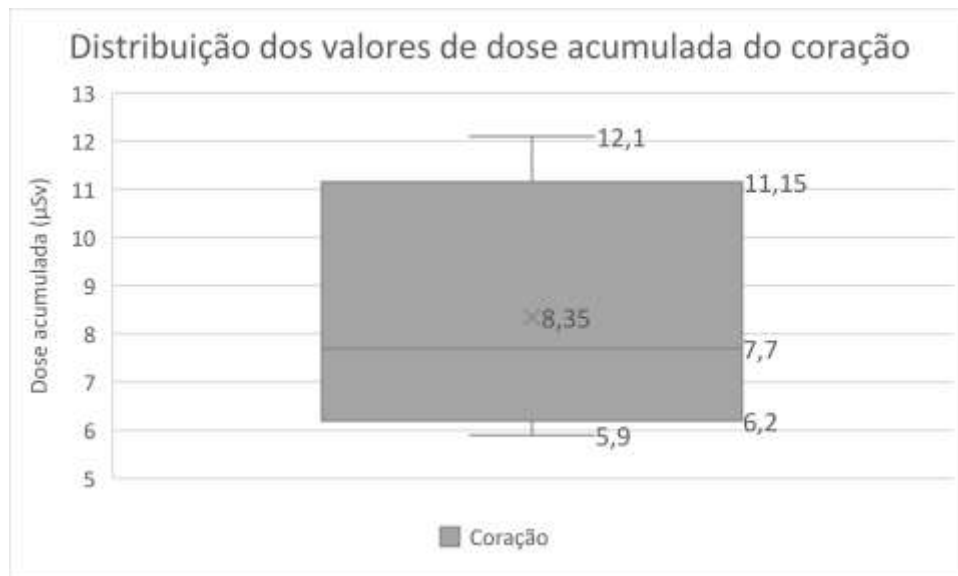


Gráfico 7-Distribuição dos valores de dose acumulada do coração

Validação do procedimento de CI no MCNP

A partir dos valores médios apresentados na tabela 22, foi possível fazer uma simulação, com o objetivo de validar a mesma, comparando os valores obtidos na simulação com os valores médios apresentados na tabela 24.

Espetro da fonte

Como se observa na tabela 22 o potencial utilizado nas simulações foi 60 kVp assim recorrendo ao programa IPEM78 foi obtido o espectro para a fonte cujas características são:

- Ânodo de Tungsténio;
- Ângulo de inclinação de 11 graus;
- Filtração total de 1 mm de Al.

O espectro foi calculado a 1 mm à saída do tubo de raios-X e os seus valores foram introduzidos na simulação.

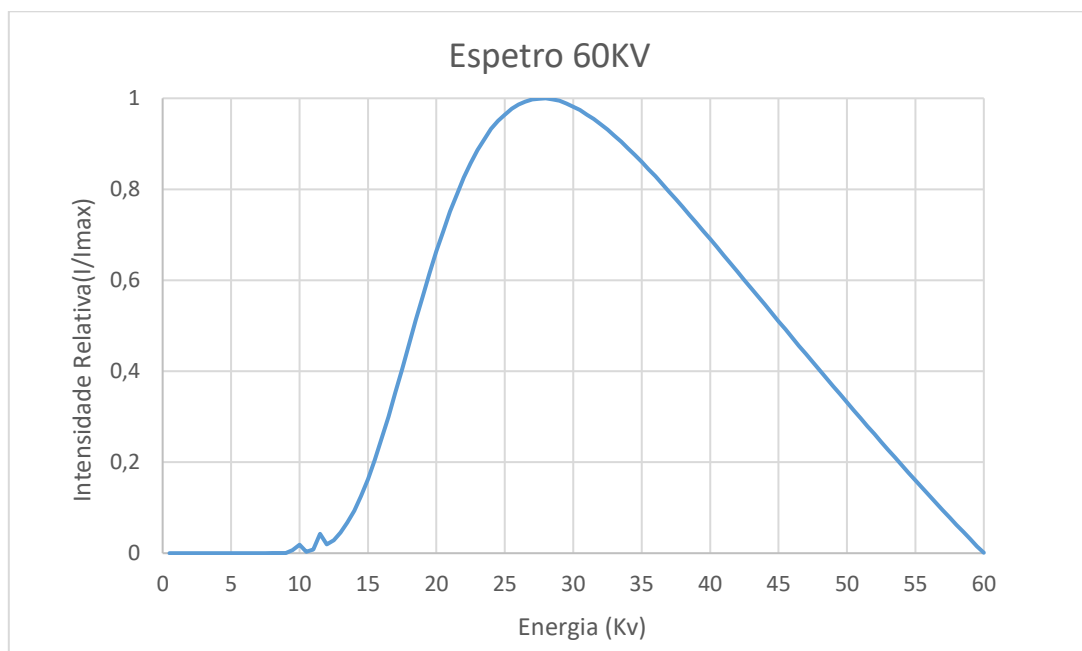


Gráfico 8-Espetro de energia da fonte de Raio-X utilizado

Representação no MCNP

Através dos comandos anteriormente explicados no subcapítulo “Estrutura de um ficheiro de Input” e com as informações recolhidas desenvolveu-se a geometria no ambiente virtual.

- **Colimadores**

De acordo com as informações do *Data Sheet* do Inova IGS, os colimadores consistem em 2 lâminas de cobre de espessuras 0,1, 0,2, 0,3 mm e ainda 3 lâminas de contorno integradas (*Innova™ IGS 5 with AutoRight™*).

De maneira a simular as irradiações do fantoma antropomórfico, explicada anteriormente, pretendeu obter-se um campo 20 cm x 20 cm a uma distância de 93,8 cm da fonte, para tal definiram-se *upper jaws* e *lower jaws*, representativas dos colimadores.

Foram, portanto, desenhados 4 blocos de cobre com espessuras de 0,3 mm, considerou-se que as *upper jaws* se encontravam a 20 cm da fonte e as *lower jaws* a 10 cm. A fonte encontrava-se a 93,8 cm do detetor, SID=93,8cm, local no qual se pretendeu obter o campo 20 x 20 cm² [98].

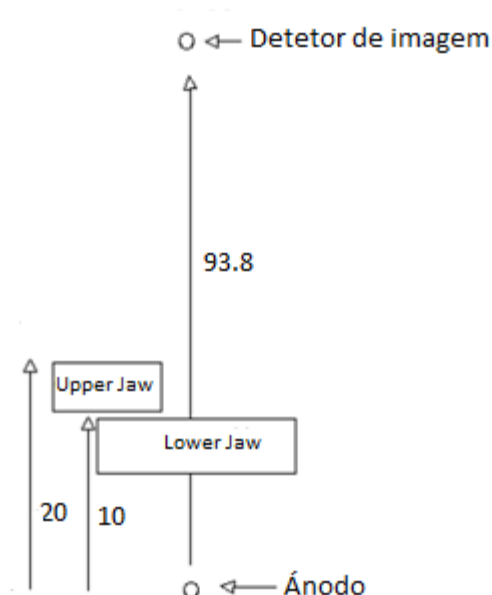


Figura 54-Representação das distâncias entre os diferentes constituintes [98]

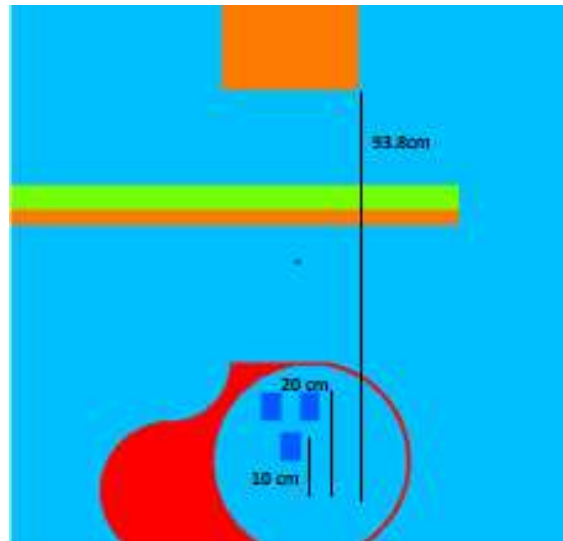


Figura 55-Colimadores na simulação

• Filtros

Considerando as informações da figura 56, verifica-se que existe uma filtragem total de 1 mm de Alumínio para o tubo de raios-X, dois filtros adicionados de 0,5 mm de alumínio e 0,1 mm de cobre e ainda uma filtragem inerente total de 2 mm de alumínio.

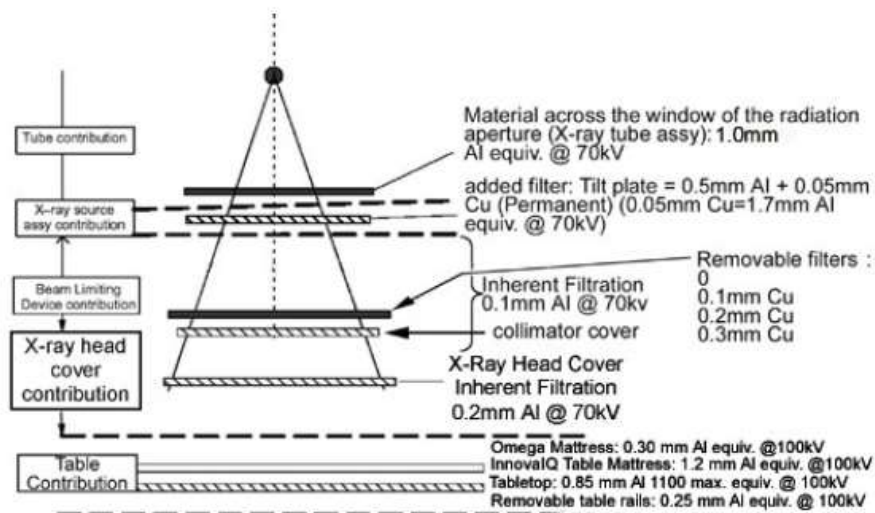


Figura 56-Esquema de filtragem do equipamento Innova IGS 520

Por conseguinte, simplificou-se a geometria através da inclusão da filtragem de 1 mm de Al do tubo de raio-X no espectro da fonte e reunindo todas as outras filtrações de Al numa só equivalente de 2,5 mm (depois de realizados os cálculos), junto aos colimadores.

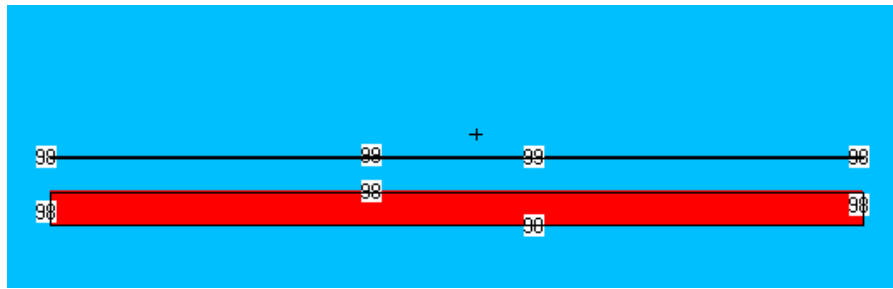


Figura 57-Filtros desenhados no MCNP

Sendo que o seu tamanho ocupa o espaço pelo qual o feixe passa após os colimadores.

- **Fonte**

Foi simulada uma fonte cónica na direção z, a emitir de baixo para cima para atingir o fantoma, localizado a SSD=72cm.

Como mencionado, todas as especificações da fonte são definidas na *Data Card*, através do comando SDEF. Desta forma, o código utilizado para definir a fonte caracteriza-se por:

```
SDEF PAR=2 POS=37 498 32 VEC=0 0 1 DIR=d1 ERG=d2 $fonte cónica de fotoes
SI1 H -1 0.9888 1 $ fonte de angulo 8.58graus
SP1 0 0.9944 0.005596
SB1 0 0 1
```

Figura 58-Código MCNP para definir a fonte

PAR=2 define as partículas emitidas pela fonte como fotões. A posição é definida por POS= 37, 498, 32, correspondendo estas às coordenadas (x,y,z) da fonte, que permitem obter um SSD=72 cm e um SID=93,8 cm.

A fonte emite segundo o vetor VEC= 0 0 1, emitindo no sentido positivo do eixo z.

O parâmetro DIR permite definir a direção das partículas, que neste caso emitem de acordo com uma distribuição cónica. O ângulo mínimo segundo o qual a fonte emite foi calculado conhecendo o tamanho do lado do quadrado a 10 cm da fonte calculado anteriormente[99]. Desta forma foi possível determinar o raio mínimo que o feixe tem de apresentar, de forma a gerar um campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$ a 93,8 cm da fonte.

$$r_{min}^2 = 1,066^2 + 1,066^2 \quad (37)$$

$$r_{min} = 1,508 \quad (38)$$

Recorrendo à figura 59 é possível determinar o ângulo mínimo de emissão:

$$\tan \theta_{min} = \frac{1,508}{10} \quad (39)$$

$$\theta_{min} = 8,58^\circ \quad (40)$$

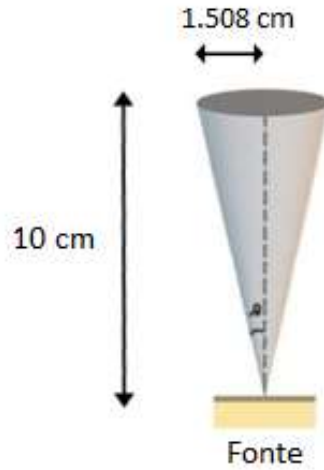


Figura 59-Esquema que permite determinar o ângulo mínimo da fonte cônica [12]

O parâmetro DIR define o cosseno do ângulo relativamente à direção especificada em VEC. Como se pretendia que emitisse em algumas direções foi necessário definir uma distribuição de forma a criar um viés numa determinada direção[93]. Assim, usaram-se as *cards* SI, SP e SB, explicadas no capítulo “MCNP”.

Os valores de SI correspondem aos limites superiores dos bins que especificam o cosseno do ângulo, $\mu_i = \cos \theta_i$ em ordem ascendente[93]. Averiguando figura 58, é perceptível que os valores colocados em SI correspondem a $\cos(180^\circ) = -1$, $\cos(8,58^\circ) = 0,9888$ e $\cos(0^\circ) = 1$.

A *card* SP consiste na fração do ângulo sólido relativa a cada bin, e calcula-se recorrendo à expressão[93]:

$$f_{sa_i} = \frac{(1 - \mu_{i-1}) - (1 - \mu_i)}{2} \quad (41)$$

A *card* SB especifica a probabilidade desejada de emissão de cada bin. Como apenas se deseja que emita na fração de ângulo sólido definido o último valor irá corresponder a 1[100].

Por último, no parâmetro ERG foi usado um histograma de energias correspondente ao espectro da fonte do gráfico 8. Para tal, foram definidas mais duas *cards*, SI e SP, onde SI corresponde aos limites do histograma (em MeV) e SP corresponde à probabilidade de cada bin[93].

- **Fantoma antropomórfico e dosímetros**

De modo a simular o fantoma CIRS ATOM 705 simplificou-se o mesmo separando-o em quatro partes: cabeça, pescoço, tronco e gónadas.

Assim as diferentes partes foram representadas por paralelepípedos feitos de PMMA, cujos comprimentos, alturas e larguras se assemelharam aos reais.

```
131 RPP 25 39 510 528 104 120 $cabeça
132 RPP 29 35 507 510 107 115 $pescoço
133 RPP 22.5 41.5 469.5 507 104 118 $tronco
134 RPP 23.5 40.5 462 469.5 104 115 $gonadas
```

Figura 60-Código MCNP para definição do fantoma

O fantoma foi colocado de maneira a centrar-se na mesa e a alinhar a zona do coração com a fonte, tal como na simulação em ambiente real.

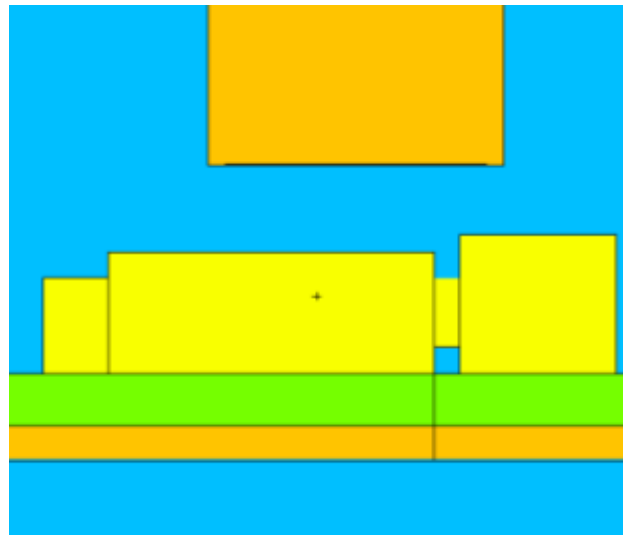


Figura 61-Fantoma antropomórfico na simulação

Os dosímetros foram, igualmente, simulados por cubos de PMMA encontrando-se dispostos na zona do náseo, coração e gónadas.

Através da junção de todos os pontos mencionados foi possível obter a geometria representada nas figuras 62 e 63.

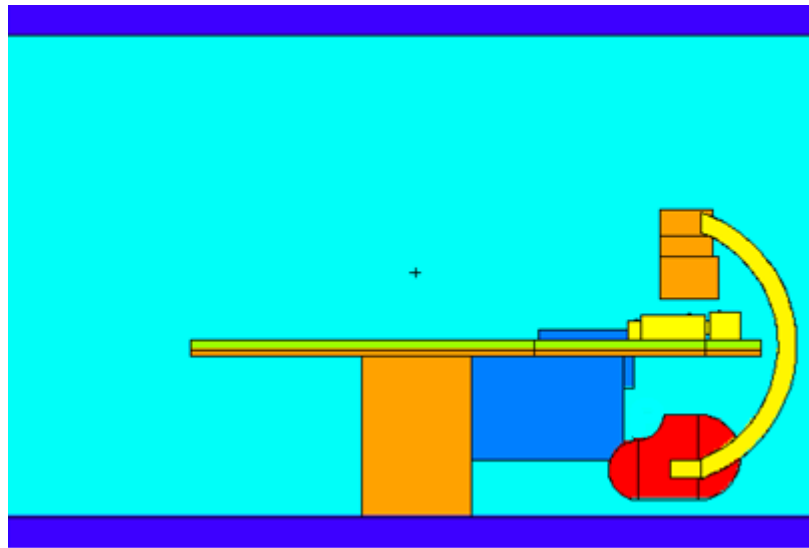


Figura 62-Representação da sala em ambiente virtual, plano y

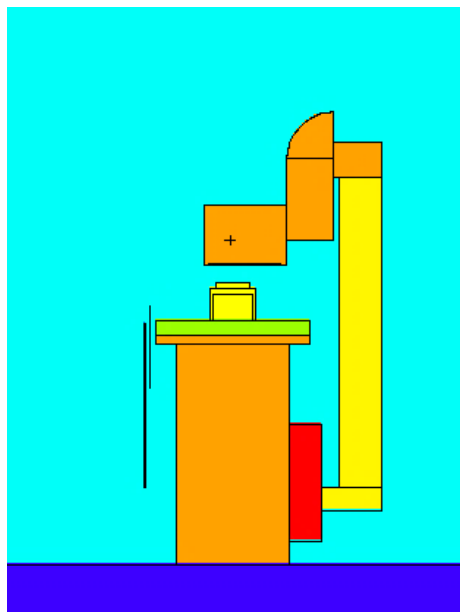


Figura 63-Representação da sala em ambiente virtual, plano x

Resultados obtidos

No capítulo anterior, referiu-se que a *tally* utilizada foi a *F8, a partir desta foi possível obter a energia em MeVs/fotão em células específicas, sendo que as mesmas foram desenhadas de forma a representar os dosímetros utilizados.

As simulações foram executadas com entre $1,0 \times 10^{10}$ e $2,0 \times 10^{10}$ histórias de forma a diminuir a incerteza dos valores obtidos, e o modo utilizado foi o modo p onde são seguidos os fótons. Neste caso, considera-se que os eletrões gerados depositam a sua energia localmente, o que em termos físicos significa que existem condições CPE. No

anexo 5, pode verificar-se que seguir também os eletrões de forma detalhada apresenta resultados semelhantes, mas uma vez que demora bastante mais torna-se um modo menos eficaz.

Conversão dos valores obtidos na simulação

De forma a poder comparar os valores obtidos experimentalmente e os valores da simulação foi necessário convertê-los para a mesma unidade, para tal seguiram-se os seguintes passos.

Cálculo do número de fótons

- Energia média do Espectro

Através do cálculo da média ponderada das energias do espectro, fórmula abaixo, chegou-se ao valor de 32,97 keV.

$$\bar{E} = \frac{(E_1 \times P_1) + \dots + (E_i \times P_i)}{(P_1 + \dots + P_i)} \quad (42)$$

- Eficiência da produção de Raio-X

Como foi mencionado anteriormente parte da energia dos eletrões é convertida em fótons, raios-X, e o restante dissipa-se na forma de calor. Posto isto, a eficiência da produção de raios-X é definida como a energia total de raios-X expressa como uma fração da energia elétrica total transmitida ao ânodo. Os dois fatores que determinam a eficiência da produção são a tensão aplicada ao tubo, kV, e o número atômico do ânodo, Z. O que se traduz na seguinte equação[101]:

$$\text{Eficiência} = kV \times Z \times 10^{-6} = 60 \times 74 \times 10^{-6} = 4,44 \times 10^{-3} \quad (43)$$

- Potência

A potência pode calcular-se através da expressão:

$$P = V \times A \quad (44)$$

Onde V é a diferença de potencial elétrico, em volts (V), e, e A é a intensidade da corrente elétrica. No caso da simulação a fonte de raios-X opera a 60kV e com uma corrente de 110 mA, obtendo-se assim uma potência de:

$$P = 60 \times 110 = 6,60 \times 10^3 W = 6,60 \times 10^3 Js^{-1} \quad (45)$$

- Fluxo

A partir dos valores obtidos acima conseguimos calcular o fluxo, ou seja, o número de fotões por segundo:

$$\begin{aligned}\dot{\Phi} &= \text{Eficiência} \times \frac{P}{\langle E \rangle} = 4,44 \times 10^{-3} \times \frac{6,60 \times 10^3 \text{ Js}^{-1}}{32,967 \text{ keV} \times 1,602 \times 10^{-16} \text{ J keV}^{-1}} \\ &= 5,55 \times 10^{15} \text{ fotões/s}\end{aligned}\quad (46)$$

- Número de partículas iniciais

O número de fotões após 20 segundos de fluoroscopia pulsada é calculado através do tempo de exposição.

Através do ficheiro Dicom, calculou-se que o tempo médio de exposição é 1,097 segundos.

$$N_0 = 5,55 \times 10^{15} \text{ fotões/s} \times 1,097 \text{ s} = 6,09 \times 10^{15} \text{ fotões} \quad (47)$$

- Partículas após os filtros

Considerando a equação:

$$N = N_0 e^{-\mu \times x} \quad (48)$$

Onde N corresponde ao número de partículas final, N_0 , corresponde às partículas que atingem o filtro, μ , o coeficiente de atenuação mássico e o x , corresponde à espessura do filtro.

Filtro de alumínio

Como descrito anteriormente, o filtro de alumínio simulado apresenta uma espessura de 2,5 mm. E para a energia média de 32,697keV apresenta um coeficiente de atenuação mássico de, aproximadamente, $2,98 \text{ cm}^{-1}$.

$$N = 6,09 \times 10^{15} e^{-2,98 \times 0,25} = 2,89 \times 10^{15} \text{ fotões} \quad (49)$$

Filtro de cobre

No caso do filtro de cobre foi utilizado um filtro de espessura 0.1mm sendo que para a energia média de 32,697 keV o μ do cobre corresponde a $90,6 \text{ cm}^{-1}$.

$$N = 2,89 \times 10^{15} \times e^{-90,6 \times 0,01} = 1,17 \times 10^{15} \text{ fotões} \quad (50)$$

Colimadores

Considerando o ângulo da fonte 8,58°, como anteriormente explicado, pode calcular-se o raio da área abrangida pelo feixe a uma determinada distância, no caso 20 cm:

$$Raio = \tan(8.58) * distância \approx 3,02 \text{ cm} \quad (51)$$

O que corresponde a uma área de circunferência de:

$$Af = \pi \times Raio^2 \approx 28,61 \text{ cm} \quad (52)$$

Simplificando o posicionamento dos colimadores de forma a encontrarem-se à mesma distância da fonte, 20 cm, obtêm-se que o lado da área pela qual o feixe atravessa corresponde a $Lado = 2 \times 2,1322 \text{ cm}$. Assim a área do quadrado dentro dos colimadores corresponde a:

$$Ac = Lado^2 \approx 18,19 \text{ cm} \quad (53)$$

Consideram-se assim duas situações, os fotões que passam livremente entre os colimadores (Pl) e os que incidem nos colimadores (Pi):

$$Pl = \frac{Ac}{Af} \times 100 \approx 63,57 \% \quad (54)$$

$$Pi = 100 - Pl \approx 36,43 \% \quad (55)$$

Os colimadores de cobre apresentam uma espessura de 0,3mm, e, como referido, para a energia média de 32,697 keV, μ corresponde a 90,6 cm⁻¹.

$$N = Pl \times 1,17 \times 10^{15} + Pi \times (1,17 \times 10^{15} \times e^{-90,6 \times 0,03})$$

$$= 7,71 \times 10^{14} \text{ fotões}$$
(56)

Conversão de MeV/partícula para μSv

Sabe-se que o volume das células em questão é de 1cm^3 e que o seu material é PMMA cuja densidade corresponde a $1,19 \text{ g.cm}^{-3}$, assim a massa das células corresponde a $M = 1,19 \times 10^{-3} \text{ kg}$.

O fator de conversão de MeV para Joule corresponde a $1,602 \times 10^{-13}$ e o fator de Gray para μSv é de 10^6 , visto que têm as mesmas unidades e que o fator de ponderação w_R para fotões é 1.

Resultando na seguinte equação:

$$\text{tally } \mu\text{Sv} = \frac{\text{tally MeV/fotão}}{1,19 \times 10^{-3}} \times 7,70712 \times 10^{14} \times 1,602 \times 10^{-13} \times 10^6$$
(57)

Estudo das fibras

Como mencionado no capítulo “Componentes da sala” foi necessário avaliar diferentes fibras de carbono uma vez que a constituição da mesa do paciente não se encontrava disponível.

Desta forma, após uma pesquisa dedicada à seleção das fibras a estudar, foram escolhidos três tipos de fibra PAN, OXI-PAN e QUASI-carbon fiber, cujas composições em peso atómico se encontram na tabela 25.

Tabela 25-Composições das fibras de carbono[102]

Composição química (%)	PAN	OXI-PAN	QUASI-carbon fiber
Carbono	95	62	83
Nitrogénio	4	22	10
Oxigénio	0,9	11,8	6,4
Hidrogénio	0,1	4,2	0,6
Densidade (g/cm^3)	1,8	1,24	1,5

Os passos descritos no subcapítulo “conversão dos valores obtidos na simulação” foram aplicados aos resultados obtidos, sendo representados, em seguida, os resultados para

cada fibra e o erro relativo em relação aos valores médios da medição em ambiente real.

Tabela 26-Tabela de conversão e erro relativo dos resultados da simulação

Tipo de Fibra	Tallies	MeV/Fotão	μSv	Incerteza	Erro Relativo (%)
PAN	Coração	$9,27\text{E} \times 10^{-11}$	9,66	1,51	15,73
	Násio	$2,78 \times 10^{-11}$	2,89	2,76	72,70
	Gónadas	$4,26 \times 10^{-12}$	0,44	6,99	-
OXI-PAN	Coração	$1,23 \times 10^{-10}$	12,81	1,43	53,44
	Násio	$3,59 \times 10^{-11}$	3,74	2,64	123,48
	Gónadas	$5,08 \times 10^{-12}$	0,53	6,97	-
QUASI-PAN	Coração	$1,23 \times 10^{-10}$	12,78	1,35	53,00
	Násio	$3,66 \times 10^{-11}$	3,82	2,47	127,86
	Gónadas	$5,49 \times 10^{-12}$	0,57	6,26	-

Com o objetivo de uma visualização mais clara dos resultados traçaram-se os gráficos 9 e 10, onde é possível comparar os valores medidos e simulados para as doses acumuladas no coração e no násio, nessa ordem.

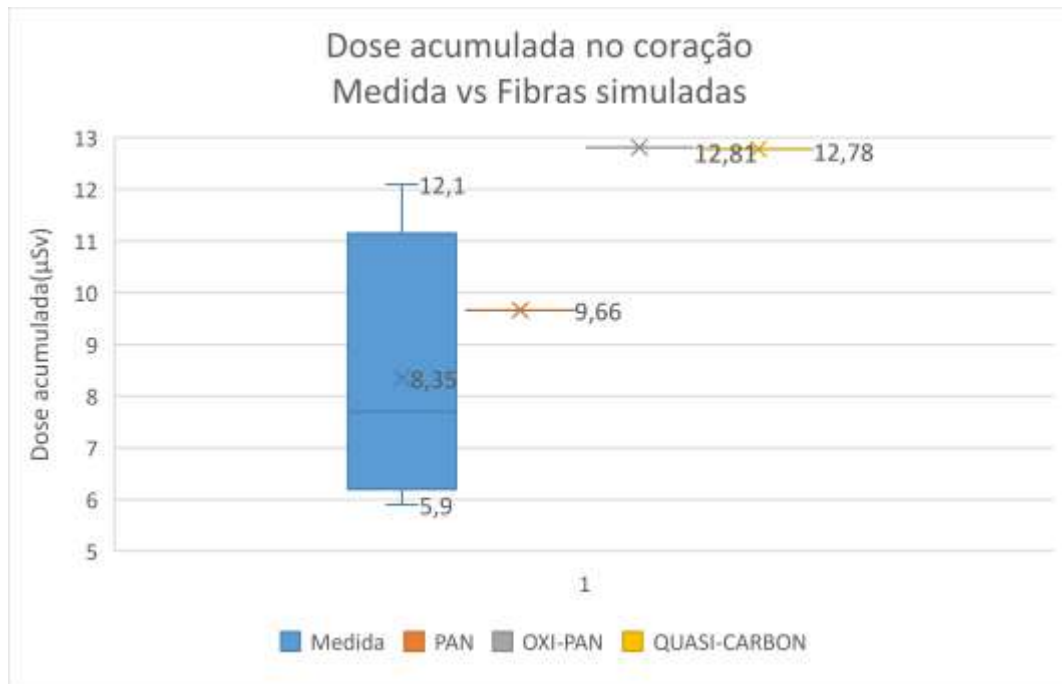


Gráfico 9-Dose acumulada no coração, Medida vs Fibras simuladas

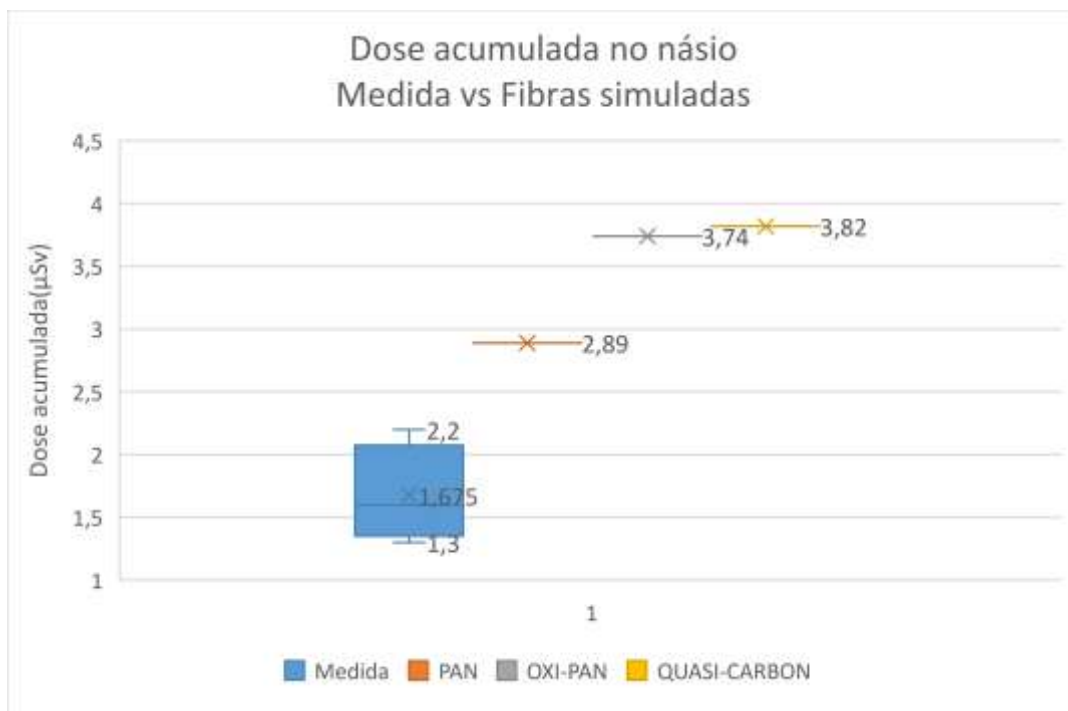


Gráfico 10-Dose acumulada no nónio, Medida vs Fibras simuladas

Pode constatar-se que a fibra com maior proximidade foi a Fibra Pan, ainda assim, o erro relativo observado é bastante elevado, pelo que se considerou alterar alguns parâmetros das fibras, como a densidade e a espessura, para otimizar o resultado. De notar que o verdadeiro valor da densidade e composição da fibra utilizada na mesa é

desconhecido, assim como a existência de algum tipo de estrutura interna, o que é um elemento de incerteza na simulação realizada.

Estudo da fibra de carbono

Com o intuito de otimizar a simulação foi aprofundado o estudo da fibra de carbono utilizada na mesa do paciente, a composição e estrutura interna da qual é desconhecida. Inicialmente estudou-se a espessura da mesa do paciente, mas considerando que é uma das medidas concretas e reais da mesma, optou-se por (1) transformar a variação em espessura em variação de densidade e (2) variar a densidade desta.

Foram ainda avaliados o ângulo de emissão da fonte e o tamanho do campo.

Densidade

Mantendo as condições iniciais da simulação, foram então estudadas algumas densidades de forma a diminuir o erro relativo. Sendo apresentadas de seguida as 3 densidades com melhores resultados (Anexo 6).

Condições da simulação:

- Ângulo da fonte=8.58°;
- Tamanho do campo=20 cm x 20 cm a 93,8 cm da fonte;
- SID=93,8cm;
- SSD=72cm;
- Nps=1,0 x 10¹⁰ ;

Tabela 27-Valores obtidos para o estudo da densidade da mesa do paciente

Densidade Fibra Pan	Tallies	MeV/Fotão	µSv	Incerteza (%)	Erro Relativo (%)
1,9 g/cm ³	Coração	8,21 x 10 ⁻¹¹	8,56	1,39	2,46
	Násio	2,06 x 10 ⁻¹¹	2,15	2,77	28,04
	Gónadas	3,34 x 10 ⁻¹²	0,35	6,66	-
2,1g/cm ³	Coração	8,17 x 10 ⁻¹¹	8,51	1,36	1,91
	Násio	2,06 x 10 ⁻¹¹	2,15	2,74	28,11
	Gónadas	3,33 x 10 ⁻¹²	0,35	6,51	-
2,2 g/cm ³	Coração	6,85 x 10 ⁻¹¹	7,1340	1,68	14,56
	Násio	1,76 x 10 ⁻¹¹	1,8369	3,31	9,66
	Gónadas	3,07 x 10 ⁻¹²	0,32	7,83	-

Os resultados obtidos estão representados nos gráficos 11 e 12, para, tal como anteriormente facilitar a análise dos mesmos, comparativamente aos valores medidos.

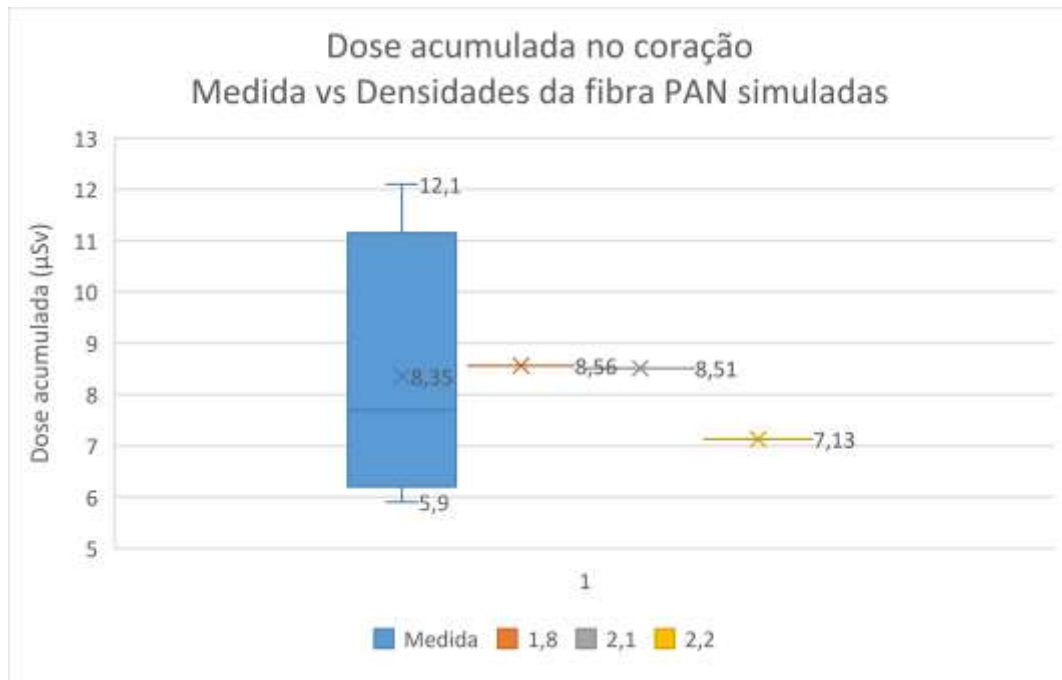


Gráfico 11-Dose acumulada no coração, Medida vs Densidades da fibra PAN simuladas

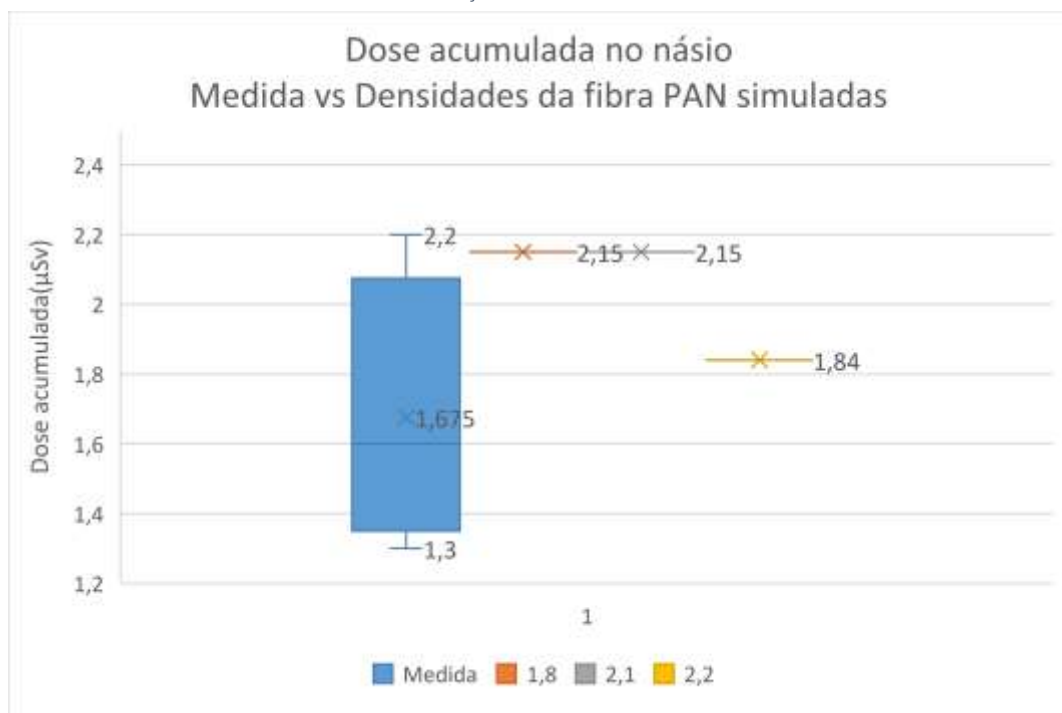


Gráfico 12-Dose acumulada no nácio, Medida vs Densidades da fibra PAN simuladas

Assim sendo, nas condições descritas, considerou-se a densidade 2,1 g/cm³ como o valor mais correto, uma vez que o erro relativo é o menor para a dose do coração, o

órgão em estudo no procedimento simulado e o erro no nónio é bastante próximo do menor erro para este. De notar, um critério favorável, a incerteza da simulação para o coração e para o nónio ser menor que 3%.

Ângulo de emissão da fonte

Como foi mencionado, o ângulo de emissão da fonte foi variado, assim considerando a explicação da fonte no capítulo “Representação MCNP” tópico “Fonte”, a fonte foi alterada apresentando um ângulo de emissão de 10 graus. Sendo descrita na simulação por:

```
SDEF PAR=2 POS=37 498 32 VEC=0 0 1 DIR=d1 ERG=d2 $fonte cónica de fotões
SI1 H -1 0.984 1 $ fonte de angulo 10graus aprox
SP1 0 0.9924 0.0076
SB1 0 0 1
```

Figura 64-Código MCNP para definir a fonte

Tal como anteriormente, foi variada a densidade da mesa do paciente, sendo os 3 melhores resultados apresentados na tabela 28 (Anexo 7).

Condições da simulação:

- Ângulo da fonte=10°;
- Tamanho do campo=20 cm x 20 cm a 93,8 cm da fonte;
- SID=93,8cm;
- SSD=72cm;
- Nps=1,0E10;

Tabela 28-Valores obtidos para o estudo da densidade da mesa do paciente após variação do raio do feixe

Densidade Fibra Pan	Tallies	MeV/Fotão	μSv	Incerteza (%)	Erro Relativo (%)
1,6 g/cm ³	Coração	$1,05 \times 10^{-10}$	8,30	1,43	0,55
	Násio	$3,14 \times 10^{-11}$	2,48	2,62	48,49
	Gónadas	$4,79 \times 10^{-12}$	0,38	6,59	-
1,8 g/cm ³	Coração	$9,27 \times 10^{-11}$	7,33	1,51	12,17
	Násio	$2,78 \times 10^{-11}$	2,20	2,76	31,07
	Gónadas	$4,26 \times 10^{-12}$	0,34	6,99	-
1,9 g/cm ³	Coração	$8,88 \times 10^{-11}$	7,02	1,38	15,90
	Násio	$2,64 \times 10^{-11}$	2,09	2,51	24,83
	Gónadas	$4,05 \times 10^{-12}$	0,32	6,32	-

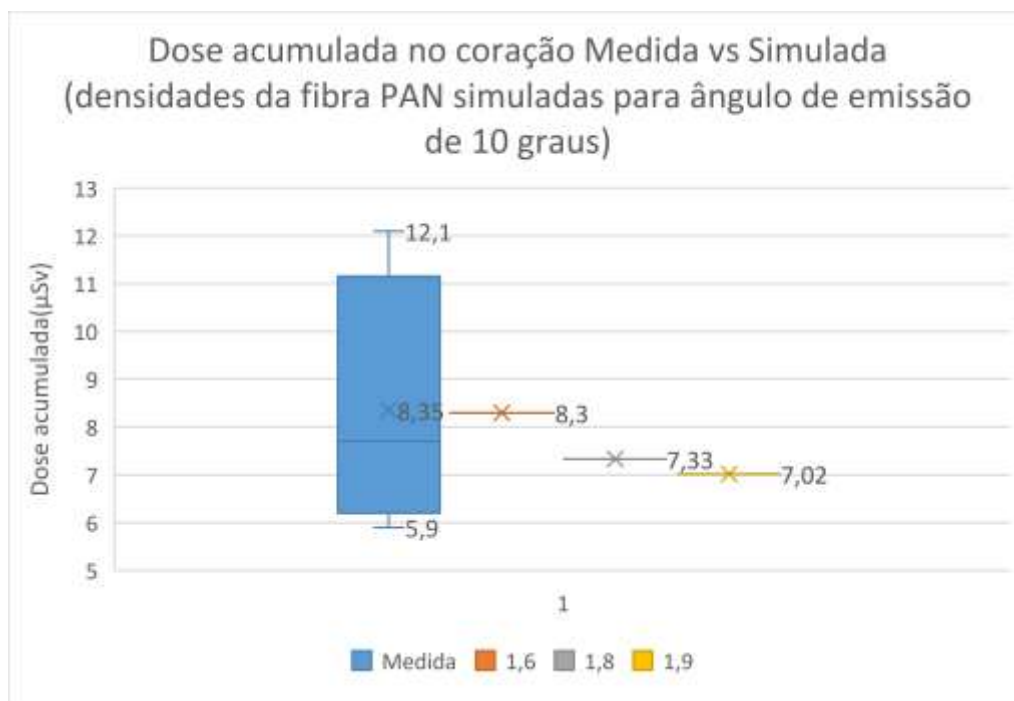


Gráfico 13-Dose acumulada no coração Medida vs Simulada (densidades da fibra PAN simuladas para ângulo de emissão de 10 graus)

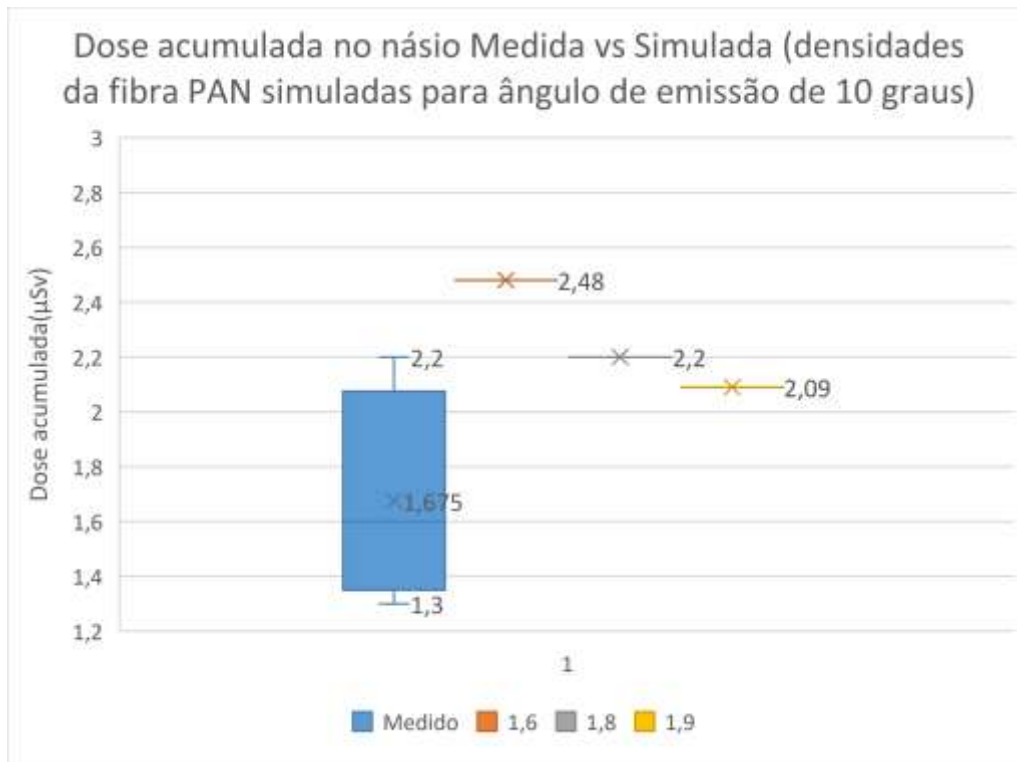


Gráfico 14-Dose acumulada no nónio Medida vs Simulada (densidades da fibra PAN simuladas para ângulo de emissão de 10 graus)

Analisando os gráficos, 13 e 14, traçados a partir dos valores obtidos, considera-se que a densidade que apresenta os melhores resultados é a 1,6 g/cm³, uma vez que como referido anteriormente o órgão de maior importância é o coração. Ainda assim, comparativamente ao caso apresentado anteriormente, conclui-se que o ângulo 8.58° apresenta melhores resultados, pois apresenta um erro aceitável para a dose acumulada no coração e um erro relativo bastante menor para a dose acumulada no nónio.

Tamanho do campo

Estudou-se também uma simulação na qual o campo 20 cm x 20 cm se encontrava aproximadamente na zona do coração do paciente. Apresentando a simulação as seguintes condições:

- Ângulo da fonte=10°;
- Tamanho do campo=20 cm x 20 cm a 86 cm da fonte;
- SID=93,8cm;
- SSD=72cm;
- Nps=1,0x10¹⁰;

Foi, novamente, variada a densidade da mesa do paciente, sendo apresentados 3 resultados na tabela 29 (Anexo 8).

Tabela 29-Valores obtidos para o estudo da densidade da mesa do paciente após variação do tamanho do campo

Densidade Fibra PAN	Tallies	MeV/Fotão	μSv	Incerteza (%)	Erro Relativo (%)
1,8 g/cm ³	Coração	$8,15 \times 10^{-11}$	12,88	1,04	54,20
	Násio	$1,84 \times 10^{-11}$	2,91	2,19	73,82
	Gónadas	$3,35 \times 10^{-12}$	0,53	5,08	-
2,13 g/cm ³	Coração	$6,68 \times 10^{-11}$	10,56	1,16	26,46
	Násio	$1,54 \times 10^{-11}$	2,43	2,41	44,96
	Gónadas	$3,04 \times 10^{-12}$	0,48	5,44	-
2,16 g/cm ³	Coração	$6,58 \times 10^{-11}$	10,40	1,17	24,50
	Násio	$1,48 \times 10^{-11}$	2,34	2,44	39,50
	Gónadas	$2,75 \times 10^{-12}$	0,43	5,52	-

Transpondo os resultados para os gráficos abaixo, é possível verificar que todos os valores se encontram bastante acima das médias das doses acumuladas medidas e no caso da dose do násio acima do limite máximo medido para esta.

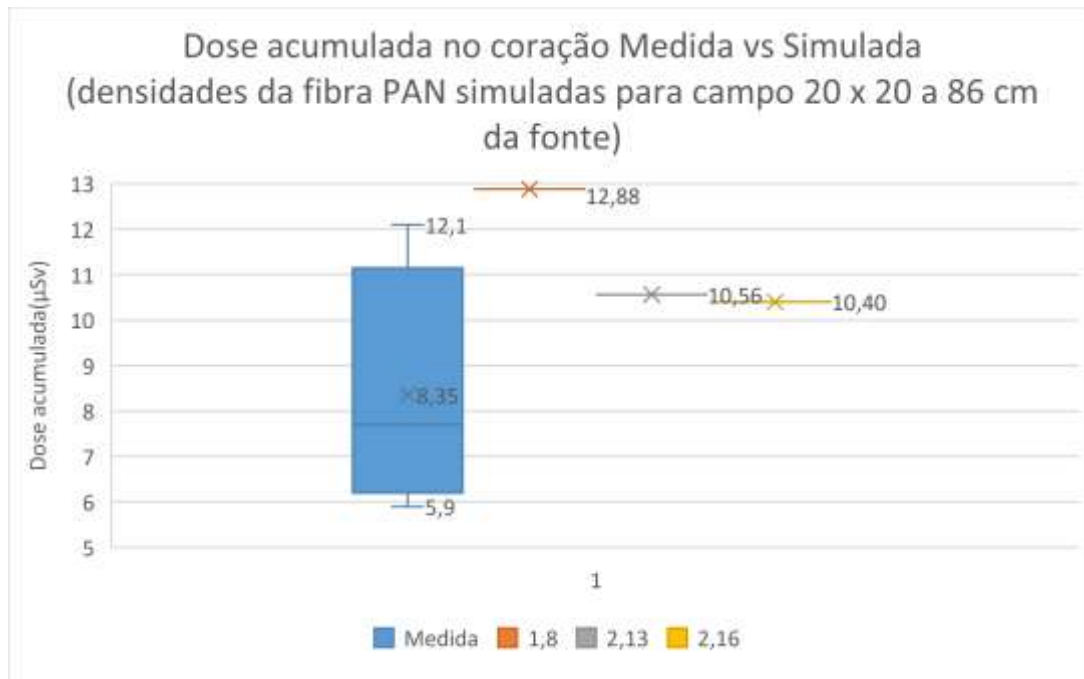


Gráfico 15-Dose acumulada no coração Medida vs Simulada (densidades da fibra PAN simuladas para campo 20 x 20 a 86 cm da fonte)

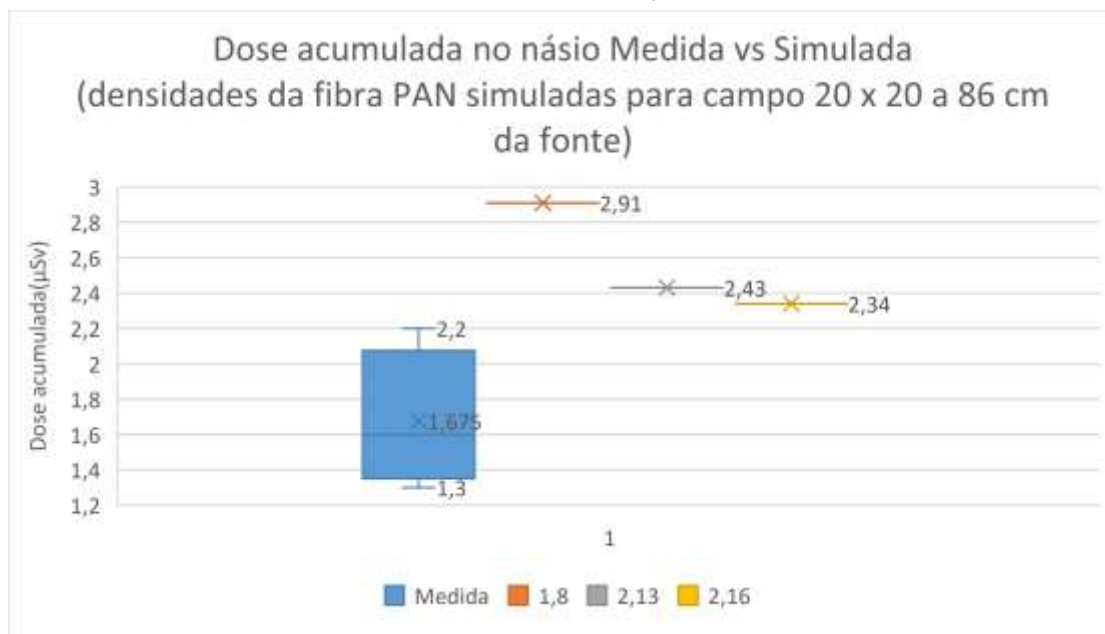


Gráfico 16-Dose acumulada no nónio Medida vs Simulada (densidades da fibra PAN simuladas para campo 20 x 20 a 86 cm da fonte)

Em relação aos resultados obtidos para as alterações anteriores, estes resultados são os de menor qualidade, visto que apresentam os maiores erros relativos.

Considerando todos os conjuntos de parâmetros estudados, verifica-se que as condições mais favoráveis à validação da simulação foram:

- Ângulo da fonte=8.58°;
- Tamanho do campo=20 cm x 20 cm a 93,8 cm da fonte;
- SID=93,8cm;
- SSD=72cm;
- Nps=1,0E10;
- Densidade da mesa do paciente=2,1 g/cm³.

Para estas, ambos os valores de dose obtidos para o coração e para o nónio se encontram dentro dos intervalos dos valores medidos em ambiente real, como se verifica nos gráficos 17 e 18, respetivamente.

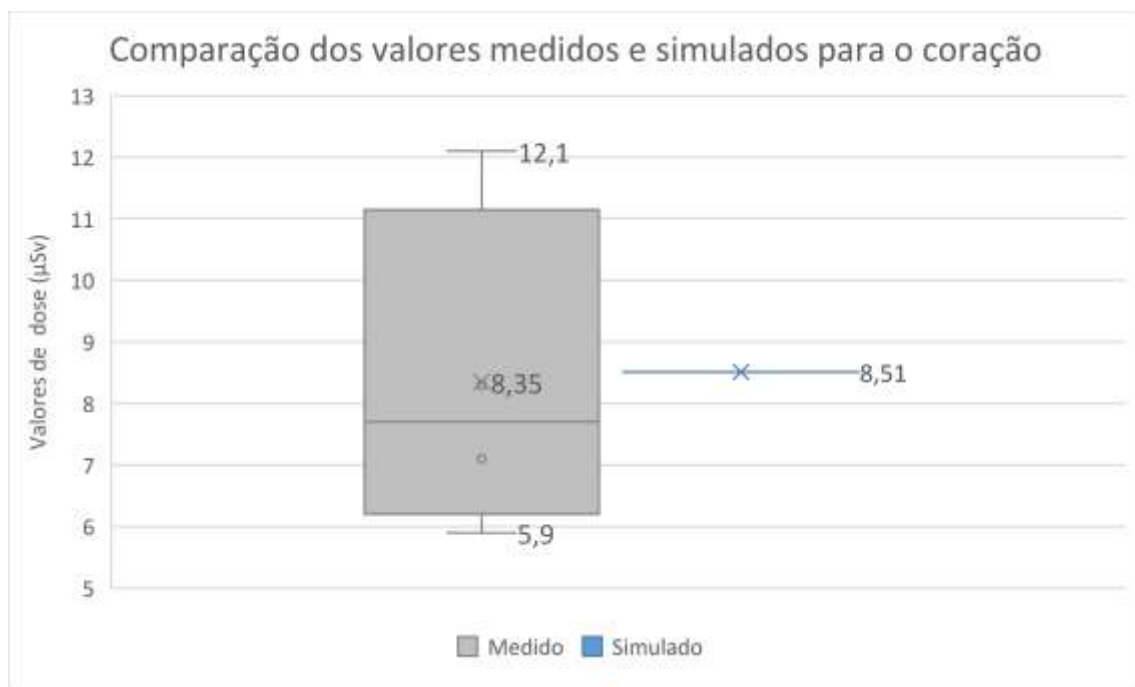


Gráfico 17-Comparação dos valores medidos e simulados para o coração

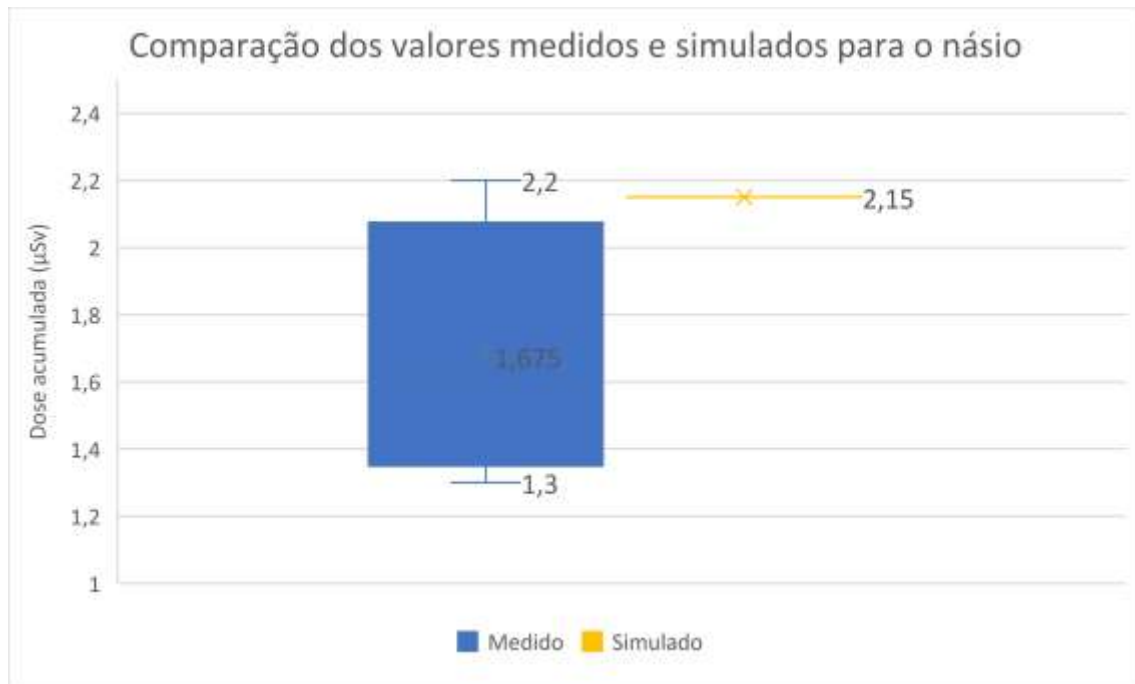


Gráfico 18-Comparação dos valores de dose medidos e simulados para o nónio

A simulação, para as condições mencionadas, apresenta um erro relativo baixo para a dose acumulada do coração (1,91%), um dos erros relativos mais baixos para a dose acumulada no nónio, (28,11%). Este valor para o nónio é ainda relativamente elevado o que resulta do valor de dose ser pequeno, apesar do erro absoluto ser de apenas 0,47, e de estar dentro do intervalo de valores obtidos para as 4 experiências realizadas, como mostra o gráfico 18. Para estas condições de simulação, obteve-se também o menor erro relativo para a densidade inicial de 1,8 g/cm³, para 2,1 g/cm³ (16,67%). Trata-se de um valor de densidade médio sendo que é previsível a existência de alguma estrutura interna da mesa, que é desconhecida.

De forma a prosseguir com o estudo, optou-se, portanto, pelas condições descritas acima.

Cálculo da Dose em fantasmas de voxel

Com base nos dados fornecidos pelo Hospital de Santa Marta, anexo 1, foram selecionados 4 procedimentos realizados em crianças com diferentes idades.

Tabela 30-Informações dos procedimentos

Procedimento		1	2	3	4
Fantoma	Idade	2 meses	11 meses	5 anos	11 anos
	Altura(cm)	51	77	107	140
	Peso(kg)	5.0	6.4	16	23
Duração (hh:mm:ss)		00:12:10	00:25:42	00:33:35	00:10:58
Dose total (mSv)		44	101	39	22
DAP (Gy.cm ²)		1,57	454	568	382

De maneira a simular os procedimentos no MCNP, foi substituído, na simulação, o fantoma antropomórfico pelos fantasmas de voxel reescalados para as respetivas idades, referidos no capítulo “Fantoma de Voxel”, figura 65.

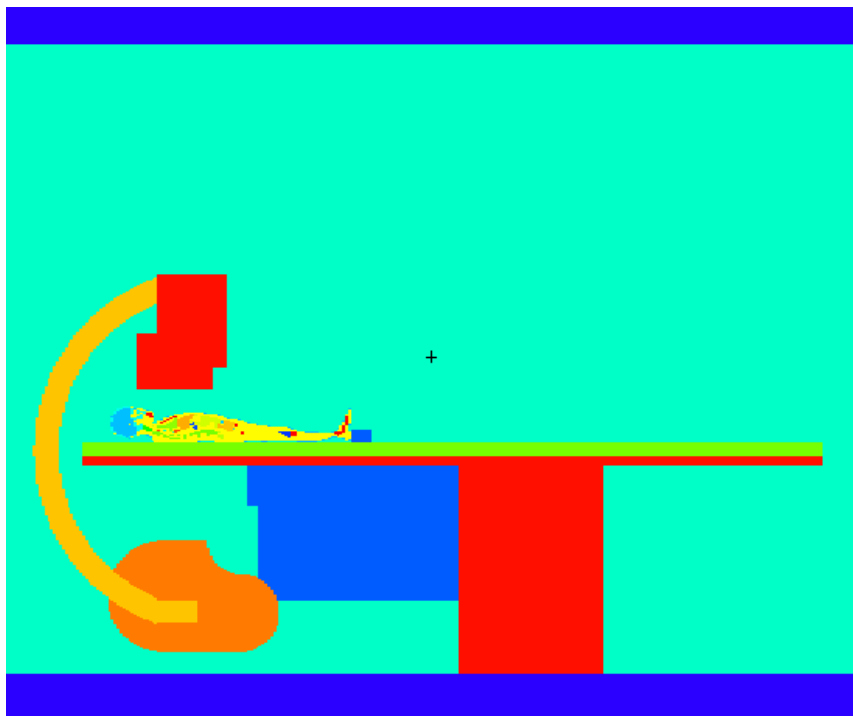


Figura 65-Simulação com fantoma de voxel

Uma vez que os fantasmas de voxel apresentam os órgãos claramente definidos, foi possível, através da *tally* *F8, calcular a energia recebida por cada órgão e a partir desta calcular a dose efetiva através da equação (31) explicada no capítulo “Grandezas de Proteção”:

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} \text{ [em Sv]} \quad (31)$$

As condições da simulação foram definidas consoante os parâmetros iniciais do Inova IGS 520 para o protocolo de cardiologia pediátrica, sendo estes:

- Tensão do tubo- 65 kV;
- Corrente -15.6 mA;
- Filtro de Cobre - 0.2mm;

Estes valores são variáveis ao longo do procedimento devido ao ABC, na tentativa de obter uma melhor qualidade de imagem.

Desta forma, começou-se por simular as condições iniciais para os 4 fantasmas, obtendo-se os seguintes valores:

Tabela 31-Resultados das simulações dos procedimentos

Procedimento	Fantoma	Dose efetiva procedimento (mSv)	Dose efetiva simulação (mSv)	Incerteza (%)	Erro Relativo (%)
1	2 meses	44	42.77	2.95	2.79
2	11 meses	101	64.54	3.17	36.10
3	5 anos	39	16.38	2.13	57.99
4	10 anos	22	4.19	2.13	80.97

Os erros relativos apresentados podem ser explicados devido às alterações feitas pelo ABC, sendo que nos casos, 2, 3 e 4, um possível aumento da intensidade da corrente poderia explicar as doses efetivas mais elevadas em relação à simulação.

Na tabela que se segue são apresentadas algumas das doses equivalentes obtidas nas simulações, para as principais zonas atingidas pela radiação.

Tabela 32-Doses equivalentes obtidas nas simulações

Procedimento	Fantoma	Dose efetiva simulação (mSv)	Dose equivalente (mSv)			
			Coração	Pulmões	Medula	Pele do tronco
1	2 meses	42.77	2.70	8.48	3.30	2.24
2	11 meses	64.54	7.22	19.53	5.89	5.36
3	5 anos	16.38	9.43	30.28	7.75	4.68
4	10 anos	4.19	2.41	7.74	2.04	1.19

Estes valores futuramente poderão ser utilizados para calcular o risco da exposição à RI em conjunto com outros parâmetros.

De seguida, optou-se por estudar a variação da dose consoante o peso e altura do fantoma a que o procedimento era aplicado. Assim, simularam-se 2 fantasmas com pesos e alturas entre os dos fantasmas.

	Intermédio 1	Intermédio 2
Género	Masculino	Masculino
Idade	Entre 2 e 11 meses	Entre os 5 e 10 anos
Altura(cm)	65	90
Peso(kg)	3.99	18.33
Dimensão da matriz	267 X 138 X 142	256 X 256 X 144
Dimensões originais dos voxels	(0.059 X 0.117 X 0.461 =0.003) cm ³	(0.098 X 0.259 X 0.629= 0.016) cm ³

As condições dos procedimentos 1 e 2 foram aplicadas aos fantoma de 2 meses, intermedio e 11 meses. Tal como, as condições dos procedimentos 3 e 4 aos fantasmas de 5 anos, intermédio e 11 anos.

Tabela 33-Simulação dos procedimentos 1 e 2 em fantasmas com peso e altura diferentes

Fantoma	Procedimento			
	1		2	
	Dose efetiva (mSv)	Incerteza (%)	Dose efetiva (mSv)	Incerteza (%)
2 meses	42,77	2,95	90,35	2,95
Intermédio	38,43	3,85	70,06	3,86
11 meses	30,55	3,16	64,54	3,17

Tabela 34-Simulação de procedimento 3 e 4 em fantasmas com peso e altura diferentes

Fantoma	Procedimento			
	3		4	
	Dose efetiva (mSv)	Incerteza (%)	Dose efetiva (mSv)	Incerteza (%)
5 anos	16,38	2,13	3,86	2,09
Intermédio	16,07	1,56	4,16	1,43
11 anos	15,11	2,16	4,19	2,13

É possível constatar que as doses, para as mesmas condições de procedimentos, são menores nos pacientes com maior peso e altura como era expectável, exceto para o caso do procedimento 4.

Como foi referido, na realização de procedimentos CI há uma necessidade de aumentar a tensão e a intensidade da corrente, quanto maior o índice de massa corporal, uma vez que a atenuação do feixe é proporcional a este.

Entre as razões para a exceção observadas no quarto procedimento, poderá estar o facto da dose efetiva ser bastante menor em comparação aos outros procedimentos, o que requer um maior poder de computação, e ainda as aproximações e incertezas inerentes à simulação.

Conclusão

Conclusão

Os pacientes pediátricos com cardiopatias congénitas são submetidos a uma série de exames que envolvem a utilização de raios-X para fins de diagnóstico desde os estádios iniciais da sua vida. Essa exposição precoce e prolongada à RI é uma fonte de preocupação, pois há evidências científicas de que a RI pode aumentar o risco de cancro e outras doenças mais tarde.

Posto isto, o presente trabalho teve como objetivo avaliar as doses de radiação recebidas nos órgãos em doentes pediátricos com cardiopatias congénitas durante a execução de procedimentos cardiológicos de diagnóstico e intervenção utilizando métodos de Monte Carlo.

A importância destes métodos e da sua futura integração na prática clínica prende-se com a necessidade de estimar a dose recebida no decorrer da vida destes pacientes e desenvolver processos para a mitigar.

Com este intuito, pretendeu-se simular procedimentos de intervenção cardiológica numa sala de cateterismo cardíaco do Centro de Referência de Doenças Cardíacas Congénita.

Primeiramente, realizou-se uma série de quatro exposições de um fantoma antropomórfico (CRIS ATOM 705) para calcular as doses acumuladas no coração e nónio para cada exposição.

Em seguida, utilizando as características do equipamento, da sala e as condições médias da série de exposições feitas, recorreu-se ao software MCNP para simular uma exposição.

Uma vez que, a as características do equipamento Innova IGS 520 utilizado nestes procedimentos não eram completamente acessíveis, foi necessário estudar uma aproximação da composição da mesa do paciente e otimizar a sua densidade e as condições de irradiação de modo a obter um conjunto de parâmetros mais realistas.

Foi então possível otimizar o modelo MC comparando os valores medidos na exposição do fantoma e os valores obtidos na simulação tendo em conta os parâmetros iniciais.

A decisão sobre os valores iniciais a considerar na simulação teve em conta o menor valor de erro relativo encontrado para os valores simulados de dose nos órgãos relativamente às medidas dosimétricas.

Desta forma, considerando diferentes materiais para a composição da mesa e densidades diferentes para esses materiais, em condições de irradiação particulares, i.e., o ângulo de emissão da fonte e o tamanho de campo perto da localização do coração do paciente, concluiu-se que as condições mais favoráveis foram a fibra PAN com uma densidade de $2,1\text{g/cm}^3$, a um ângulo de emissão da fonte de $8,58^\circ$ e um campo de $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ a $93,8\text{ cm}$ da fonte ($\text{SID}=93,8\text{ cm}$).

Estes parâmetros permitiram obter na simulação de MC valores de dose nos órgãos próximos dos medidos no fantoma. Os erros relativos obtidos para a dose acumulada no coração foi de apenas de $1,9\%$. Para a dose acumulada no nácio o erro relativo obtido foi superior (28%). No entanto, o erro relativo obtido na simulação para o nácio encontra-se dentro dos limites dos valores de dose medidos na série de exposições do fantoma os quais apresentaram uma dispersão alargada devido ao valor de dose medida ser muito pequeno e mais próximo dos limites de medida do equipamento.

Deste modo, o modelo MC desenvolvido foi validado. Para verificar a robustez deste modelo utilizaram-se as condições selecionadas para simular 4 procedimentos reais, de entre os 30 analisados, recorrendo a fantasmas de voxel para simular os pacientes.

Os procedimentos simulados corresponderam a procedimentos de intervenção, em pacientes com idades de 2 meses, 11 meses, 5 anos e 11 anos. Assim, os fantasmas de voxel foram reescalados para apresentarem as mesmas características, o peso e a altura, que os pacientes em questão.

A dose obtida para o fantoma de 2 meses apresentou apenas um erro relativo de $2,79\%$, um valor bastante bom. Por outro lado, os restantes casos apresentaram erros relativos bastante elevados que podem ser explicados pelas aproximações realizadas ao longo do projeto e ainda devido ao sistema ABC que altera as condições ao longo dos procedimentos de forma a permitir obter a melhor qualidade de imagem.

Foram ainda calculadas as doses equivalentes para o coração, pulmões, pele do tronco e traqueia, alguns dos órgãos mais afetados pela RI.

É de notar que ao reescalar os fantasmas, todos os órgãos mantêm as dimensões relativas, o que não acontece num caso real.

Foi ainda estudada a influência na dose efetiva do peso e da altura simulando os mesmos procedimentos de intervenção em diferentes faixas etárias, isto foi feito para os 4 procedimentos estudados.

Consequentemente, a estratégia desenvolvida e o estudo dosimétrico efetuado utilizando métodos de MC permitiu estimar a dose em órgãos nos pacientes pediátricos submetidos a fluoroscopia.

Através da execução desta dissertação, foi possível verificar que os procedimentos estudados envolvem doses de radiação consideráveis, que devem ser sujeitas a uma maior monitorização.

Além disso, os métodos desenvolvidos permitirão o estudo de outros procedimentos de diversas complexidades, possibilitando a obtenção da dose em diferentes órgãos de pacientes pediátricos.

Combinando as doses dos órgãos e o estudo de parâmetros biológicos indicadores de exposição a RI, tais como foci de histona fosforilada γ H2AX e as aberrações cromossómicas por técnicas de microscopia, poderá estimar-se o risco biológico das exposições. A correlação destes dados permitirá, futuramente, estimar a associação de exposições à radiação X e a carcinogénese ou a manifestação de outras patologias mais tarde na vida.

Este trabalho veio assim demonstrar a importância e a necessidade de implementar métodos de avaliação de dose acumulada em doentes pediátricos com cardiopatias congénitas. A metodologia desenvolvida permitirá transpor para a prática clínica processos de controlo e de mitigação de dose, contribuindo para melhorar as práticas de proteção radiológica em cardiologia de intervenção.

Limitações

Devido às restrições de tempo e financiamento para a realização deste projeto alguns tópicos ficaram por aprofundar.

Uma vez que o software MCNP e os métodos MC são bastante complexos em termos computacionais, os estudos efetuados requerem longos tempos de computação, na escala de dias ou semanas. Assim com prazos mais alongados seria possível aproximar ainda mais a simulação da realidade.

Outra questão, foi a falta de informação à cerca das características do equipamento, mais concretamente os materiais utilizados na construção da mesa do paciente, apesar de se ter contactado a representante nacional destes equipamentos. Ainda assim, a estratégia seguida para enfrentar este problema poderá ser um método aceitável para outros projetos desenvolvidos na área.

A aquisição de dosímetros com maior capacidade de deteção por exemplo TLDs, e adesão a um serviço de calibração e leitura dos mesmos, seria um investimento a ter em conta. Ao existir esta capacidade técnica, seria possível obter valores de dose mais precisos o que permitiria aprofundar estes estudos.

Referências Bibliográficas

Referências Bibliográficas

- [1] Image Gently, “Have-A-Heart and Image Gently.” <https://www.imagegently.org/Procedures/Cardiac-Imaging> (accessed Nov. 12, 2021).
- [2] EsTeSC Coimbra Health School, “Comunicar os riscos da radiação: Informação de apoio ao diálogo,” Coimbra, 2018.
- [3] D. Baim, *Cardiac Catheterization, Angiography, and Intervention*, 7th ed. Boston, 2001.
- [4] E. Vañó *et al.*, “Dosimetric and radiation protection considerations based on some cases of patient skin injuries in interventional cardiology,” *Br. J. Radiol.*, vol. 71, no. MAY, pp. 510–516, 1998, doi: 10.1259/bjr.71.845.9691896.
- [5] C. Karazisi *et al.*, “Risk of cancer in young and older patients with congenital heart disease and the excess risk of cancer by syndromes, organ transplantation and cardiac surgery: Swedish health registry study (1930–2017),” *Lancet Reg. Heal. - Eur.*, vol. 18, Jul. 2022, doi: 10.1016/J.LANEPE.2022.100407.
- [6] S. Cohen, M. Z. Gurvitz, V. Beauséjour-Ladouceur, P. R. Lawler, J. Therrien, and A. J. Marelli, “Cancer Risk in Congenital Heart Disease-What Is the Evidence?,” *Can. J. Cardiol.*, vol. 35, no. 12, pp. 1750–1761, Dec. 2019, doi: 10.1016/J.CJCA.2019.09.023.
- [7] J. Campolo, G. Annoni, M. Giaccardi, and M. G. Andreassi, “Congenital Heart Disease and the Risk of Cancer: An Update on the Genetic Etiology, Radiation Exposure Damage, and Future Research Strategies,” *J. Cardiovasc. Dev. Dis.* 2022, Vol. 9, Page 245, vol. 9, no. 8, p. 245, Aug. 2022, doi: 10.3390/JCDD9080245.
- [8] E. B. Podgorsak, “Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.”
- [9] W. R. Hendee and E. Russell Ritenour, *MEDICAL IMAGING PHYSICS*, 4th ed. U.S.A., 2002.
- [10] C. Ma, “Measurement of Radiation.”
- [11] R. M. Guberman, *The Physics of Radiology and Imaging*, 1st ed. 2014.
- [12] P. H. Brown, C. R. Wilson, D. J. Miron, and C. D. Marcum Martz, “Medical Fluoroscopy: A Guide for Safe Usage .”
- [13] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt Jr., and John M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Second. 2002.
- [14] J. W. Hirshfeld *et al.*, “ACCF/AHA/HRS/SCAIClinical Competence Statement on

- Physician Knowledge to Optimize Patient Safety and Image Quality in Fluoroscopically Guided Invasive Cardiovascular Procedures,” *Circulation*, vol. 111, no. 4, pp. 511–532, Feb. 2005, doi: 10.1161/01.CIR.0000157946.29224.5D.
- [15] E. B. Podgoršak, *Radiation Physics for Medical Physicists*. 2016.
- [16] F. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. 1986.
- [17] J. P. Seuntjens, W. Strydom, and K. R. Shortt, “Dosimetric principles, quantities and units.”
- [18] ICRP, “ICRP Publication 103,” *Ann. ICRP*, vol. 37, 2007.
- [19] E. Picano and E. Vano, “The Radiation Issue in Cardiology: the time for action is now,” 2011, doi: 10.1186/1476-7120-9-35.
- [20] Radiologyinfo, “Radiation Dose in X-Ray and CT Exams,” *Patient Safety*. <https://www.radiologyinfo.org/en/info/safety-xray> (accessed Nov. 12, 2021).
- [21] Mariana Baptista, “Avaliação da exposição à radiação ionizante de profissionais e pacientes em procedimentos de Cardiologia de Intervenção,” Universidade Nova Lisboa, 2011.
- [22] Amilton Tavares, “Efeito dos parâmetros técnicos na dose e qualidade de imagem num sistema de radiografia computadorizada,” ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA, 2013.
- [23] IAEA, “About Diagnostic Reference Levels (DRLs) - FAQ for health professionals | IAEA.” <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/diagnostic-reference-levels/about-diagnostic-reference-levels> (accessed Sep. 28, 2022).
- [24] European Commision, “Radiation Protection N° 185 European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging,” 2018, doi: 10.2833/003998.
- [25] J. J. P. de Lima, *Técnicas de diagnóstico com raios X: aspectos físicos e biofísicos*, 2nd ed. Coimbra, 2009.
- [26] Alexandra Rodrigues, “Exposição Ocupacional a Radiações Ionizantes Verificação de procedimentos em proteção radiológica nos exames de Cardiologia e Gastroenterologia com recurso à utilização de Imagem por Fluoroscopia,” 2019.
- [27] Iowa State University, “Engineered Radiation Safety,” *Nondestructive Evaluation Engineering*. <https://www.nde-ed.org/NDEEngineering/RadiationSafety/theory/interaction.xhtml> (accessed Oct. 30, 2022).
- [28] Radiologyinfo, “Patient Safety - Children and Radiation Safety.” <https://www.radiologyinfo.org/en/info/safety-rad-children> (accessed Nov. 12,

2021).

- [29] A. J. Einstein, "Effects of radiation exposure from cardiac imaging: How good are the data?," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 59, no. 6, pp. 553–565, Feb. 2012, doi: 10.1016/J.JACC.2011.08.079.
- [30] U. Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, "Sources, effects and risk of ionizing radiation."
- [31] R. Kirk, "Radiation exposure in children," *J. Hear. Lung Transplant.*, 2014, doi: 10.1016/j.healun.2014.08.007.
- [32] P. A. Hill, "Getting Started: A Guide to Year One of Radiology Residency 3 rd Edition ACR Resident and Fellow Section Getting Started: A Guide to Year One of Radiology Residency ACR Resident and Fellow Section."
- [33] Evelien Bogaert, "Evaluation of patient dose and image receptor performance in interventional cardiology," 2008. Accessed: Nov. 17, 2021. [Online]. Available: <https://biblio.ugent.be/publication/727458/file/4334838>.
- [34] M. Olsen *et al.*, "Cancer risk among patients with congenital heart defects: a nationwide follow-up study," *Cardiol. Young*, vol. 24, no. 1, pp. 40–46, 2014, doi: 10.1017/S1047951112002144.
- [35] The Danish Health Data Authority, "The National Patient Register," *eSundhed*. <https://www.esundhed.dk/Dokumentation?rid=5&tid=7> (accessed Oct. 30, 2022).
- [36] The Danish Health Data Authority, "The National Cancer Register," *eSundhed*. <https://www.esundhed.dk/Dokumentation/DocumentationExtended?id=23> (accessed Oct. 30, 2022).
- [37] Y. S. Lee *et al.*, "The risk of cancer in patients with congenital heart disease: a nationwide population-based cohort study in Taiwan," *PLoS One*, vol. 10, no. 2, Feb. 2015, doi: 10.1371/JOURNAL.PONE.0116844.
- [38] Bureau of National Health Insurance, Department of Health, and National Health Research Institutes, "National Health Insurance Research Database,Taiwan." <https://nhird.nhri.org.tw/en/index.html> (accessed Oct. 30, 2022).
- [39] M. Gurvitz *et al.*, "Prevalence of Cancer in Adults With Congenital Heart Disease Compared With the General Population," *Am. J. Cardiol.*, vol. 118, no. 11, pp. 1742–1750, Dec. 2016, doi: 10.1016/J.AMJCARD.2016.08.057.
- [40] McGill Adult Unit Congenital Heart Disease Excellence, "Quebec Congenital Heart Disease Database," Quebec, 2022.
- [41] R. T. Collins *et al.*, "Congenital heart disease complexity and childhood cancer risk," *Birth Defects Res.*, vol. 110, no. 17, pp. 1314–1321, Oct. 2018, doi: 10.1002/BDR2.1390.

- [42] California Department of Public Health, “California Birth Defects Monitoring Program.” <https://www.cdph.ca.gov/Programs/CFH/DGDS/Pages/cbdmp/HeartDefects.aspx> (accessed Oct. 30, 2022).
- [43] State of California, “Learn About CCR - California Cancer Registry,” *California Cancer Registry*. <https://www.ccrca.org/learn-about-ccr/> (accessed Oct. 30, 2022).
- [44] Z. Mandalenakis *et al.*, “Risk of Cancer Among Children and Young Adults With Congenital Heart Disease Compared With Healthy Controls,” *JAMA Netw. open*, vol. 2, no. 7, Jul. 2019, doi: 10.1001/JAMANETWORKOPEN.2019.6762.
- [45] Socialstyrelsen, “Swedish Health Registers,” *Statistics and Data*. <https://www.socialstyrelsen.se/en/statistics-and-data/registers/> (accessed Oct. 30, 2022).
- [46] C. E. Kampitsi, H. Mogensen, M. Feychting, and G. Tettamanti, “The relationship between congenital heart disease and cancer in Swedish children: A population-based cohort study,” *PLOS Med.*, vol. 19, no. 2, p. e1003903, Feb. 2022, doi: 10.1371/JOURNAL.PMED.1003903.
- [47] R. W. Harbron, C.-L. Chapple, J. J. O’sullivan, K. E. Best, A. Berrington De González, and M. S. Pearce, “Survival adjusted cancer risks attributable to radiation exposure from cardiac catheterisations in children,” *Hear.*, 2017, doi: 10.1136/heartjnl-2016-309773.
- [48] Governo Português, “Decreto-Lei n.º 108/2018,” in *Diário da República*, 2018.
- [49] C. Brandão, S. Abreu, and F. Pinto, “Cardiopatias Congénitas,” pp. 2–4, 2018.
- [50] Heart to Heart Shanghai, “About CHD.” <https://www.h2hsh.com/#aboutchd> (accessed Jun. 09, 2022).
- [51] Children’s Health Orange County, “Pulmonary Atresia (PA).” <https://www.choc.org/heart/congenital-heart-defects/pulmonary-atresia-pa/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [52] Tua Saúde, “Cardiopatía congénita: o que é, tipos, sintomas e tratamento.” <https://www.tuasaude.com/cardiopatía-congénita/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [53] D. Rodrigues, “Cardiopatias congénitas não cianóticas,” 2016.
- [54] C.S. Mott children’s hospital, “Atrioventricular Septal Defect or AV Canal (AVSD).” <https://www.mottchildren.org/conditions-treatments/ped-heart/conditions/atrioventricular-septal-defect> (accessed Jun. 09, 2022).
- [55] Stanford Children’s Health, “Congenital Heart Disease.” <https://www.stanfordchildrens.org/en/topic/default?id=congenital-heart-disease-90-P02346> (accessed Jun. 09, 2022).

- [56] António Pires, Ed., “Cardiopatias cianóticas,” in *Cardiopatias Congénitas*, 2016.
- [57] Hospital Sabará, “Anomalia de Ebstein.” <https://www.hospitalinfantilsabara.org.br/sintomas-doencas-tratamentos/anomalia-de-ebstein/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [58] Grupo Sanfil Medicina, “Atrésia pulmonar.” <https://www.sanfil.pt/atresia-pulmonar/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [59] D. F. B. Lorraine Allen, “What Is Interventional Cardiology?,” *Castle Connolly*, 2021. <https://www.castleconnolly.com/topics/interventional-cardiology/what-is-interventional-cardiology> (accessed Jun. 07, 2022).
- [60] The Royal Children’s Hospital Melbourne, “Atrial Septal Defect,” *Cardiology*. https://www.rch.org.au/cardiology/heart_defects/Atrial_Septal_Defect/ (accessed Oct. 31, 2022).
- [61] The Royal Children’s Hospital Melbourne, “Atrioventricular Septal Defect AV Canal defect,” *Cardiology*. https://www.rch.org.au/cardiology/heart_defects/Atrioventricular_Septal_Defect_AV_Canal_defect/ (accessed Oct. 31, 2022).
- [62] R. Sanchez, “Opções de dispositivos e técnicas de fechamento de CIV,” 2013.
- [63] The Royal Children’s Hospital Melbourne, “Pulmonary Atresia with intact ventricular septum,” *Cardiology*. https://www.rch.org.au/cardiology/heart_defects/Pulmonary_Atresia_with_intact_ventricular_septum/ (accessed Oct. 31, 2022).
- [64] The Royal Children’s Hospital Melbourne, “Patent Ductus Arteriosus PDA,” *Cardiology*. https://www.rch.org.au/cardiology/heart_defects/Patent_Ductus_Arteriosus_PDA/ (accessed Oct. 31, 2022).
- [65] The Royal Children’s Hospital Melbourne, “Fallots Tetralogy,” *Cardiology*. https://www.rch.org.au/cardiology/heart_defects/Fallots_Tetralogy/ (accessed Oct. 31, 2022).
- [66] W. J. Davros, “Fluoroscopy: basic science, optimal use, and patient/operator protection,” *Tech. Reg. Anesth. Pain Manag.*, vol. 11, no. 2, pp. 44–54, 2007, doi: 10.1053/j.trap.2007.02.005.
- [67] M. S. Stecker *et al.*, “Guidelines for Patient Radiation Dose Management,” *J. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 20, no. 7, pp. S263–S273, Jul. 2009, doi: 10.1016/J.JVIR.2009.04.037.
- [68] General Electric Healthcare, “Innova IGS 5 with AutoRight.” <https://www.gehealthcare.com/products/interventional-image-guided->

- systems/igs-for-cardiology/innova-igs-530 (accessed Oct. 10, 2021).
- [69] Siemens, “ARTIS icono – Sistema de angiografia.” <https://www.siemens-healthineers.com/br/angio/artis-interventional-angiography-systems/artis-icono> (accessed May 17, 2022).
- [70] Medical Expo, “Sistema de raios X com mesa basculante - Todos os fabricantes de equipamentos médicos.” <https://www.medicalexpo.com/pt/fabricante-medico/sistema-raios-x-com-mesa-basculante-54689.html> (accessed May 17, 2022).
- [71] C. C. GRONCHI, “Exposição ocupacional às radiações ionizantes nos serviços de hemodinâmica,” Instituto de pesquisas energéticas e nucleares Autarquia associada à Universidade de São Paulo, 2004.
- [72] Image Gently, “IR - What can I do as a Radiologist? .” <https://www.imagegently.org/Roles-What-can-I-do/Radiologist#1985467-interventional-procedures> (accessed Nov. 12, 2021).
- [73] R. E. Morrell, “Dosimetry and Optimisation in High Dose Fluoroscopic and Fluorographic Procedures,” University of Nottingham, 2006.
- [74] International Atomic Energy Agency, “Radiation protection for children in interventional procedures,” Vienna. Accessed: May 30, 2022. [Online]. Available: <http://rpop.iaea.org>.
- [75] International Atomic Energy Agency, “Radiation protection of patients in fluoroscopy,” Vienna. Accessed: May 30, 2022. [Online]. Available: <http://rpop.iaea.org>.
- [76] Fernando Leyton, Lucia Canevaro, Adriano Dourado, Helio Castello, and Alexandre Bacelar, “Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: Uma Revisão Sistemática,” doi: 10.1590/0104-1843000000015.
- [77] M. Zankl *et al.*, “The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection,” *Radiat. Environ. Biophys.*, 1987, Accessed: Sep. 13, 2022. [Online]. Available: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/BF01214605.pdf>.
- [78] General Electric Company, “Pre-Installation Manual,” 2015.
- [79] GE Healthcare (United States), “Innova IGS 5 with AutoRight™.” <https://www.gehealthcare.com/products/interventional-image-guided-systems/igs-for-cardiology/innova-igs-530> (accessed May 17, 2022).
- [80] NIST, “X-Ray Mass Attenuation Coefficients - Table 1,” *NIST Standard Reference Database 126*. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab1.html>

- (accessed Oct. 14, 2022).
- [81] NIST, “X-Ray Mass Attenuation Coefficients - Table 2,” *NIST Standard Reference Database* 126. <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab2.html> (accessed Oct. 14, 2022).
 - [82] General Electric Healthcare, “Innova IGS 5 Image Guided System for interventional imaging,” Buckinghamshire, UK.
 - [83] ATOM, “Dosimetry Verification Phantoms,” USA, 2013. Accessed: Oct. 10, 2021. [Online]. Available: <https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2020/08/701-706-DS-082020-1.pdf>.
 - [84] Y. Watanabe and C. Constantinou, “Phantom Materials in Radiology,” *Encycl. Med. Devices Instrum.*, no. April 2006, 2006, doi: 10.1002/0471732877.emd201.
 - [85] Yahya Baba, “Phantom ,Radiology Reference Article,” *Radiopaediag*. <https://radiopaedia.org/articles/phantom> (accessed Oct. 10, 2021).
 - [86] Fluke Corporation, “RaySafe i3,” 2017. Accessed: Aug. 11, 2022. [Online]. Available: https://www.raysafe.com/sites/default/files/2019-01/5200121-1.3_RaySafe_i3_PDM2_leaflet_EN_web.pdf.
 - [87] Fluke Corporation, “RaySafe i3 Real-time Dosimetry,” 2019. Accessed: Aug. 11, 2022. [Online]. Available: <https://www.iaea.org/resources/rpop>.
 - [88] Renato Paula, “Método de Monte Carlo e Aplicações,” 2014.
 - [89] J. Seco and F. Verhaegen, *Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy*. 2016.
 - [90] NUCLEAR ENERGY AGENCY, “A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport,” 2019, Accessed: Jul. 24, 2021. [Online]. Available: www.oecd-neo.org.
 - [91] J. Seco and F. Verhaegen, “Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy,” *Imaging Med. Diagnosis Ther.*, p. 350, 2013.
 - [92] P. Teles, “Métodos Computacionais em Física Médica,” 2022.
 - [93] J. K. Shultis and R. E. Faw, “AN MCNP PRIMER by,” 2004.
 - [94] A. Ma, J. Awotwi-Pratt, A. Alghamdi, A. Alfuraih, and N. M. Spyrou, “Monte Carlo study of photoneutron production in the Varian Clinac 2100C linac,” *J. Radioanal. Nucl. Chem.*, vol. 276, no. 1, pp. 119–123, 2008, doi: 10.1007/s10967-007-0419-3.
 - [95] H. A. Nedaie, M. A. Mosleh-Shirazi, and M. Allahverdi, “Monte Carlo N Particle code - Dose distribution of clinical electron beams in inhomogeneous phantoms,” *J. Med. Phys.*, vol. 38, no. 1, p. 15, Jan. 2013, doi: 10.4103/0971-6203.106607.
 - [96] DICOM, “About DICOM: Overview,” *DICOM*. <https://www.dicomstandard.org/about-home> (accessed Nov. 07, 2022).

- [97] Innolitics, “DICOM Standard Browser.” <https://dicom.innolitics.com/ciods> (accessed Nov. 07, 2022).
- [98] J. M. Galvin, “THE MULTILEAF COLLIMATOR-A COMPLETE GUIDE.”
- [99] L. Providência, S. Freitas, I. Carvalho, and I. Torres, “Cálculo do fator de backscatter com uma fonte de raios-X no fantoma MIR,” 2020.
- [100] A. L. Reed, “MEDICAL PHYSICS CALCULATIONS WITH MCNP: A PRIMER,” Boston, 2007.
- [101] Perry Sprawls, “X-Ray Production,” *the physical principles of medical imaging*, 2014. <http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO/#EFFICIENCY> (accessed Nov. 04, 2022).
- [102] Donghwan Cho, Yusong Choi, Jong Kyoo Park, Jinyong Lee, Byung Il Yoon, and Yun Soo Lim, “Thermal Conductivity and Thermal Expansion Behavior of Pseudo-Unidirectional and 2-Directional Quasi-Carbon Fiber/Phenolic Composites,” *Fibers Polym.* , vol. 5, pp. 31–38, 2004, Accessed: Nov. 02, 2022. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/332446491_Thermal_Conductivity_and_Thermal_Expansion_Behavior_of_Pseudo-Unidirectional_and_2-Directional_Quasi-Carbon_FiberPhenolic_Composites.

Anexos

Anexo 1-Dados dos pacientes e procedimentos

Tabela A 1-Dados dos pacientes e procedimentos

Idade (anos)	2 m	11 m	11 m	11	3	3	3	14	16	1	7	22
Género	M	F	M	M	F	F	F	F	F	M	M	F
Tipo de procedimento	I	D	I	D	I	D	D	I	I	D	I	D
Tempo	00:12:10	00:06:12	00:25:42	00:10:08	00:12:33	00:03:14	00:23:30	00:08:22	00:09:43	00:18:33	00:36:35	
min	12,17	6,20	25,70	10,13	12,55	3,23	23,50	8,37	9,72	18,53	36,58	
Dose total	44	7	101	154	25	15	438	69	12	32	113	
DAP	1,57	46	454	1603	215	200	25,97	736	0,8	2,75	1621	

Idade (anos)	1	11	1	12	3	1	2	14	4 m	5 m	
Género	F	F	M	M	F	F	F	F	M	M	
Tipo de procedimento	D	I	I	I	I	D	I	D	I	D	
Tempo	00:05:50	00:10:58	00:11:04	00:16:11	00:13:33	00:08:54	00:06:54	00:04:38	00:26:21	00:05:57	
min	5,83	10,97	11,07	16,18	13,55	8,90	6,90	4,63	26,35	5,95	
Dose total	19	22	19	39	38	140	10	58	51	8	
DAP	165	382	100	476	273	1279	70	846	279	44	

Idade (anos)	23	14	5	11	18	16	12	7	4	9	
Género	F	F	F	M	M	F	F	F	M	F	
Tipo de procedimento	I	I	I	I	D	I	I	I	D	I	
Tempo	00:18:06	00:04:37	00:33:35	00:08:35	00:17:33	00:02:36	00:04:16	00:35:33	00:08:05	00:34:02	
min	18,10	4,62	33,58	8,58	17,55	2,60	4,27	35,55	8,08	34,03	
Dose total	297	75	39	31	111	20	46	312	21	93	
DAP	2342	871	568	428	1687	292	353	2067	2,35	1364	

Anexo 2- Comandos para definição superfícies no MCNP

Tabela A 2-Comandos para definição superfícies no MCNP

Mnemonic	Type	Description	Equation	Card Entries
P PX PY PZ	plane	general normal to x -axis normal to y -axis normal to z -axis	$Ax + By + Cz - D = 0$ $x - D = 0$ $y - D = 0$ $z - D = 0$	$A \ B \ C \ D$ D D D
SO S SX SY SZ	sphere	centered at origin general centered on x -axis centered on y -axis centered on z -axis	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$ $(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$ $(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	R $\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ R$ $\bar{x} \ R$ $\bar{y} \ R$ $\bar{z} \ R$
C/X C/Y C/Z CX CY CZ	cylinder	parallel to x -axis parallel to y -axis parallel to z -axis on x -axis on y -axis on z -axis	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$ $(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$ $(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$ $y^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + y^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \ \bar{z} \ R$ $\bar{x} \ \bar{z} \ R$ $\bar{x} \ \bar{y} \ R$ R R R
K/X K/Y K/Z KX KY KZ	cone	parallel to x -axis parallel to y -axis parallel to z -axis on x -axis on y -axis on z -axis	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(x - \bar{x}) = 0$ $\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(y - \bar{y}) = 0$ $\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0$ $\sqrt{y^2 + z^2} - t(x - \bar{x}) = 0$ $\sqrt{x^2 + z^2} - t(y - \bar{y}) = 0$ $\sqrt{x^2 + y^2} - t(z - \bar{z}) = 0$ ± 1 used only for 1-sheet cone	$\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ t^2 \ \pm 1$ $\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ t^2 \ \pm 1$ $\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ t^2 \ \pm 1$ $\bar{x} \ t^2 \ \pm 1$ $\bar{y} \ t^2 \ \pm 1$ $\bar{z} \ t^2 \ \pm 1$
SQ	ellipsoid hyperboloid paraboloid	axis parallel to x -, y -, or z -axis	$A(x - \bar{x})^2 + B(y - \bar{y})^2 + C(z - \bar{z})^2 + 2D(x - \bar{x}) + 2E(y - \bar{y}) + 2F(z - \bar{z}) + G = 0$	$A \ B \ C \ D \ E$ $F \ G \ \bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z}$
GQ	cylinder; cone ellipsoid paraboloid hyperboloid	axis not parallel to x -, y -, or z -axis	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz + Fzx + Gz + Hy + Jz + K = 0$	$A \ B \ C \ D \ E$ $F \ G \ H \ J \ K$
TX TY TZ	elliptical or circular torus. Axis is parallel to x -, y -, or z -axis		$(x - \bar{x})^2/B^2 + (\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$ $(y - \bar{y})^2/B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$ $(z - \bar{z})^2/B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$	$\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ A \ B \ C$ $\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ A \ B \ C$ $\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ A \ B \ C$
XYZP		surfaces defined by points – see pages 3-15 to 3-17		

Anexo 3- Comandos para definição de Fonte no MCNP

Tabela A 3-Comandos para definição de Fonte no MCNP

Variable	Meaning	Default
CEL	cell	determined from XXX, YYY, ZZZ and possibly UUU, VVV, WWW
SUR	surface	0 (means cell source)
ERG	energy (MeV)	14 MeV
DIR	μ , the cosine of the angle between VEC and UUU, VVV, WWW. The azimuthal angle is always sampled uniformly in $[0, 2\pi]$	Volume case: μ is sampled uniformly in $[-1, 1]$ (isotropic). Surface case: $p(\mu) = 2\mu$ for $\mu \in [0, 1]$ (cosine distribution).
VEC	reference vector for VEC	Volume case: required unless isotropic. Surface case: vector normal to the surface with sign determined by NRM.
NRM	sign of the surface normal	+1
POS	reference point for positioning sampling	0, 0, 0
RAD	radial distance of the position from POS or AXS	0
EXT	Cell case: distance from POS along AXS. Surface case: cosine of angle from AXS	0
AXS	reference vector for EXT and RAD	no direction
X	x-coordinate of position	no X
Y	y-coordinate of position	no Y
Z	z-coordinate of position	no Z
CCC	cookie-cutter cell	no cookie-cutter cell
ARA	area of surface (required only for direct contributions to point detectors from a plane surface source)	none
WGT	particle weight	1
EFF	reference efficiency criterion for position sampling	0.01
PAR	type of particle source emits	= 1 (neutron) if MODE N or P or N P E; = 2 (photon) if MODE P; = 3 (electron) if MODE E

Anexo 4 - Massas dos órgãos dos fantasmas de 2 meses, 11 meses, 5 anos e 11 anos

Tabela A 4-Massas dos fantasmas de voxel escalonados para 2 e 11 meses

	Massa(g)						
	Glândulas adrenais	Bexiga	Cérebro	Olhos	Retina	Coração	Siw
2 meses	3,53	2,25	294,22	6,49	0,16	36,62	26,79
11 meses	4,57	2,91	380,85	8,40	0,21	47,40	34,68
	Ovários	pâncreas	Pele	Medula	baço	Parede do Estomago	testículos
2 meses	0,01	0,13	185,57	3,19	12,89	5,22	1,03
11 meses	0,02	0,17	240,20	4,12	16,68	6,76	1,34
	Útero	Esqueleto	Esófago	Conteúdo Estomacal	uliv	liliv	peito
2 meses	1,12	147,23	0,92	12,08	44,92	10,56	0,07
11 meses	1,45	190,58	1,19	15,64	58,15	48,00	0,09
	Músculos	Rim esquerdo	Rim direito	Fígado	Timo	Tecido	Vesícula biliar
2 meses	1009,23	13,44	14,11	171,10	10,09	1312,50	2,17
11 meses	1306,36	17,40	18,26	221,47	13,06	1698,93	2,81

Tabela A 5-Massas dos fantasmas de voxel escalonados para 5 e 11 anos

	Massa(g)						
	Glândulas adrenais	Vesícula biliar	Cérebro	Olhos	Retina	coração	Colon asc.
5 anos	2,33	138,92	915,78	15,91	0,31	142,36	38,07
11 anos	3,35	199,69	1316,44	22,87	0,45	204,64	54,73
	Colon Desc.	Intestino delgado	Rim esquerdo	Rim direito	Fígado	Pulmão esquerdo	Pulmão direito
5 anos	16,42	330,99	52,21	73,68	506,35	42,40	60,33
11 anos	23,60	475,79	75,05	105,91	727,88	60,95	86,73
	Ovários	Pâncreas	Pele	Medula	baço	Estomago	thymus
5 anos	0,07	0,94	787,13	25,63	99,49	138,58	19,34
11 anos	0,10	1,35	1131,50	36,84	143,02	199,21	27,80
	Tiroide	Tecido e musculo	Traqueia	Útero	Esqueleto	Membrana mucosa(cabeça)	Testículos
5 anos	3,05	9631,13	8,10	9,16	2243,691	13,53	1,14
11 anos	4,39	13844,74	11,65	13,17	3225,304	19,45	1,63

Anexo 5- Simulação MCNP:Modo (partículas consideradas pela simulação) e a sua influência nos resultados

Tabela A 6-Modo (partículas consideradas pela simulação) e a sua influência nos resultados

Modo/partículas	Tallies	MeV/Partícula	Incerteza (simulação)
MCNPX- Modo Fotões e Elétrões	Coração	$8,53 \times 10^{-11}$	3,48
	Násio	$1,68 \times 10^{-11}$	7,72
	Gónadas	$3,18 \times 10^{-12}$	16,83
MCNPX- Modo Fotões	Coração	$8,20 \times 10^{-11}$	3,56
	Násio	$1,68 \times 10^{-11}$	7,73
	Gónadas	$3,78 \times 10^{-12}$	17
MCNP6- Modo Fotões	Coração	$8,14 \times 10^{-11}$	3,02
	Násio	$1,72 \times 10^{-11}$	6,51
	Gónadas	$3,27 \times 10^{-12}$	15,08

Anexo 6- Simulação MCNP: Alteração da densidade

Tabela A 7-Simulação MCNP: Alteração da densidade

Densidade Fibra Pan	Tallies	MeV/Fotão	μSv	Incerteza (%)	Erro Relativo (%)
1,8 g/cm ³	Coração	$8,72 \times 10^{-11}$	9,09	1,32	8,82
	Násio	$2,22 \times 10^{-11}$	2,31	2,62	37,97
	Gónadas	$3,69 \times 10^{-12}$	0,38	6,28	-
1,9 g/cm ³	Coração	$8,21 \times 10^{-11}$	8,56	1,39	2,46
	Násio	$2,06 \times 10^{-11}$	2,15	2,77	28,04
	Gónadas	$3,34 \times 10^{-12}$	0,35	6,66	-
2,1g/cm ³	Coração	$8,17 \times 10^{-11}$	8,51	1,36	1,91
	Násio	$2,06 \times 10^{-11}$	2,15	2,7	28,11
	Gónadas	$3,33 \times 10^{-12}$	0,35	6,51	-
2,2 g/cm ³	Coração	$6,85 \times 10^{-11}$	7,1340	1,68	14,56
	Násio	$1,76 \times 10^{-11}$	1,8369	3,31	9,66
	Gónadas	$3,07 \times 10^{-12}$	0,32	7,83	-

Anexo 7-Simulação MCNP: Alteração do Ângulo de emissão da fonte

Tabela A 8-Simulação MCNP: Alteração do Ângulo de emissão da fonte

Densidade Fibra Pan	Tallies	MeV/Fotão	μSv	Incerteza (%)	Erro Relativo (%)
1,6 g/cm ³	Coração	$1,05 \times 10^{-10}$	8,30	1,43	0,55
	Násio	$3,14 \times 10^{-11}$	2,48	2,62	48,49
	Gónadas	$4,79 \times 10^{-12}$	0,38	6,59	-
1,8 g/cm ³	Coração	$9,27 \times 10^{-11}$	7,33	1,51	12,17
	Násio	$2,78 \times 10^{-11}$	2,20	2,76	31,07
	Gónadas	$4,26 \times 10^{-12}$	0,34	6,99	-
1,9 g/cm ³	Coração	$8,88 \times 10^{-11}$	7,02	1,38	15,90
	Násio	$2,64 \times 10^{-11}$	2,09	2,51	24,83
	Gónadas	$4,05 \times 10^{-12}$	0,32	6,32	-
2,1 g/cm ³	Coração	$7,71 \times 10^{-11}$	6,10	1,69	26,94
	Násio	$2,37 \times 10^{-11}$	1,88	3,04	12,01
	Gónadas	$1,37 \times 10^{-12}$	0,11	7,57	-

Anexo 8-Simulação MCNP: Alteração do tamanho do campo

Tabela A 9-Simulação MCNP: Alteração do tamanho do campo

Densidade Fibra PAN	Tallies	MeV/Fotão	μSv	Incerteza (%)	Erro Relativo (%)
1,8 g/cm ³	Coração	$8,15 \times 10^{-11}$	12,88	1,04	54,20
	Násio	$1,84 \times 10^{-11}$	2,91	2,19	73,82
	Gónadas	$3,35 \times 10^{-12}$	0,53	5,08	-
2,05 g/cm ³	Coração	$7,07 \times 10^{-11}$	11,17	1,19	33,74
	Násio	$1,59 \times 10^{-11}$	2,51	2,5	49,98
	Gónadas	$2,76 \times 10^{-12}$	0,44	5,88	-
2,13 g/cm ³	Coração	$6,68 \times 10^{-11}$	10,56	1,16	26,46
	Násio	$1,54 \times 10^{-11}$	2,43	2,41	44,96
	Gónadas	$3,04 \times 10^{-12}$	0,48	5,44	-
2,16 g/cm ³	Coração	$6,58 \times 10^{-11}$	10,40	1,17	24,50
	Násio	$1,48 \times 10^{-11}$	2,34	2,44	39,50
	Gónadas	$2,75 \times 10^{-12}$	0,43	5,52	-