



Exposição ocupacional em contexto de Radiologia de Intervenção: Avaliação da radiação dispersa em procedimentos padrão

TOMÁS DANIEL VAN DRIEL COSTA
(Licenciado em Engenharia Biomédica)

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores:

Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro
Doutora Cecília Odete Paulos Borges

Júri:

Presidente:

Doutor António Jorge Duarte de Castro Silvestre

Vogais:

Doutora Ana Lourenço Pascoal
Doutora Cecília Odete Paulos Borges

Dezembro de 2024

Exposição ocupacional em contexto de Radiologia de Intervenção: Avaliação da radiação dispersa em procedimentos padrão

TOMÁS DANIEL VAN DRIEL COSTA
(Licenciado em Engenharia Biomédica)

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores:

Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro, ESTeSL
Doutora Cecília Odete Paulos Borges, DQS, Hospitais CUF

Júri:

Presidente:

Doutor António Jorge Duarte de Castro Silvestre, ISEL

Vogais:

Doutora Ana Lourenço Pascoal, Guys and Thomas NHS Found. Trust (UK)
Doutora Cecília Odete Paulos Borges, DQS, Hospitais CUF

Dezembro de 2024

Agradecimentos

Apesar das leis gramaticais me restringirem a ordenar os meus agradecimentos, gostaria apenas de exprimir que todos os mencionados neste pequeno texto foram indispensáveis à realização deste trabalho e a minha gratidão não é discretizada.

Dito isto, em primeiro lugar, gostaria de agradecer à Doutora Cecília Borges e ao Engenheiro João Fatana que tanto me ajudaram ao longo de todo este trabalho. Sendo difícil exprimir a minha gratidão por palavras, escrevo apenas que possuo uma enorme admiração por vós que, apesar de ambos possuírem vidas muito ocupadas, sempre encontraram tempo para me ajudar e acompanhar ao hospital ou apenas para falarem comigo. Agradeço especialmente por todo o carinho que me deram. Muito obrigado!

Agradeço imensamente à Professora Doutora Margarida Ribeiro por todo o apoio e confiança que teve em mim durante este percurso, que sem si teria sido impossível. Sou grato por ter acreditado em mim e pela ajuda que me deu, não só como orientadora, mas como minha professora também.

Um enorme agradecimento à Instituição CUF Tejo pela oportunidade que me deram em poder trabalhar na vossa instituição e utilizar o equipamento do serviço de cirurgia cardíaca e vascular para a realização das simulações deste trabalho.

Gostaria também de dar um especial agradecimento à equipa de radiologia de intervenção do Hospital CUF Tejo que, com todo o carinho, me acolheu durante as minhas visitas à unidade e que com enorme altruísmo me ajudou a recolher os dados utilizados neste trabalho. Sem a vossa contribuição este projeto não seria possível.

Gostaria de agradecer individualmente ao Técnico Pedro Miranda pelo enorme contributo que me deu neste trabalho, tendo sido o seu vasto conhecimento indispensável.

Agradeço à minha irmã que mesmo após chegar cansada do trabalho sempre aceitou ler e reler este trabalho e me ajudar sempre que precisei. Muito obrigado, Eva.

Por fim, agradeço aos meus pais por todo o amor incondicional que me dão e sempre deram e pelo apoio e encorajamento que me deram ao longo do meu percurso académico.

A todos, muito obrigado!

Declaração de integridade

Declaro que esta(e) dissertação / trabalho de projeto / relatório de estágio é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes listadas nas referências bibliográficas foram consultadas e estão devidamente mencionadas no texto. Mais declaro que todas as referências científicas e técnicas relevantes para o desenvolvimento do trabalho estão devidamente citadas e constam das referências bibliográficas.

O autor

Tomás Daniel von Driel Costa

Lisboa, 11 de Novembro de 2024

Resumo

Os procedimentos de diagnóstico e intervenção guiados por fluoroscopia envolvem frequentemente elevados tempos de exposição podendo resultar em doses ocupacionais consideráveis, ambos para o paciente, como para os trabalhadores expostos caso não sejam tomadas medidas adequadas à redução da sua exposição.

Atualmente, existe um crescente recurso a este tipo de procedimentos na prática clínica, no entanto, as doses de radiação administradas aos pacientes e, consequentemente aos trabalhadores, são motivo de acrescida monitorização devido aos riscos associados aos crescentes níveis de exposição ocupacional.

Os *Safety standards* da IAEA fornecem recomendações e orientações sobre como cumprir os requisitos de segurança, indicando as medidas aconselhadas que refletem as melhores práticas para ajudar as instituições empenhadas em alcançar elevados níveis de segurança, sendo que uma das quais é a quantificação da radiação dispersa e a aplicação das boas práticas clínicas.

O presente estudo de investigação foca-se na quantificação e otimização dos níveis de dose de radiação dispersa aos quais os trabalhadores são expostos em três procedimentos de radiologia de intervenção de uma instituição de Saúde.

Foram selecionados os procedimentos de Cateterismo Cardíaco, com e sem posterior Angioplastia, a Ablação Cardíaca via radiofrequência ou crioablação e a Dacriocistografia, cuja seleção se sustentou na análise do risco que estes apresentam. O risco associado a estes foi estimado pela frequência a que são realizados, os tempos médios de exposição e as doses ocupacionais tipicamente observadas.

De forma a identificar mecanismos de otimização, foi criada uma caracterização de cenários-padrão do fluxo de trabalho de procedimentos reais e desenvolvido um modelo de avaliação da exposição ocupacional baseado em medições da dose dispersa na sala com recurso a fantasmas antropomórficos.

Os resultados deste estudo permitiram o desenvolvimento de fatores de correlação entre o DAP total do procedimento e a dose ocupacional estimada para cada trabalhador exposto.

Palavras-chave: Fluoroscopia, Dosimetria, Radiação Ionizante, Radiologia de Intervenção.

Abstract

Diagnostic and interventional procedures guided by fluoroscopy often involve high exposure times and can result in considerable occupational doses, both for the patient and the exposed workers if appropriate measures are not taken to reduce their exposure.

Currently, there is a growing use of this type of procedure in clinical practice, however, the doses of radiation administered to patients and, consequently, to workers, are cause for increased monitoring due to the risks associated with increasing levels of occupational exposure.

The IAEA Safety standards provide recommendations and guidance on how to meet safety requirements, indicating recommended measures that reflect best practice to help institutions striving to achieve high levels of safety, one of which is the quantification of scattered radiation and the application of good clinical practice.

This research study focuses on quantifying and optimizing the dose levels of scattered radiation to which workers are exposed in three different interventional radiology procedures at a healthcare institution.

Cardiac catheterization procedures, with and without subsequent angioplasty, cardiac ablation via radiofrequency or cryoablation and dacryocystography were selected based on the analysis of the risk they present. The associated risk was estimated by the frequency with which they are performed, the average exposure times and the occupational doses typically observed.

As to identify optimization mechanisms with a view of reducing occupational exposure, a characterization of standard workflow scenarios during real procedures was created and an occupational exposure assessment model was developed based on scattered dose measurements in the room using anthropomorphic phantoms.

The results of this study made it possible to develop correlation factors between the total DAP of the procedure and the estimated occupational dose for each exposed worker.

Keywords: Fluoroscopy, Dosimetry, Ionizing Radiation, Interventional Radiology.

Lista Braquigráfica

3D – Tridimensional

3DCT – Tomografia Computorizada Tridimensional

AVC – Acidente Vascular Cerebral

bmp – batimentos por minuto

DAP – Produto dose-área, do inglês, *Dose Area Product*

CC – Cateterismo Cardíaco

CA – Ablação Cardíaca, do inglês, *Cardiac Ablation*

DCG - Dacriocistografia

E – Dose Efetiva

EPI – Equipamentos de Proteção Individual

FOV – *Field Of View*

fps – *frames per second*

Gy – Gray

Hp – Dose Equivalente Pessoal

ICPR – *International Commission on Radiological Protection*

KAP – *Kerma Area Product*

Kerma – *Kinetic energy released per unit mass*

Pb - Chumbo

RI – Radiologia de Intervenção

Sv – Sievert

DNA – Ácido Desoxirribonucleico, do inglês, *Desoxyribonucleic Acid*

Índice Geral

Resumo	i
Abstract	ii
Lista Braquiográfica	iii
Índice Geral	iv
Índice de Figuras.....	vi
Índice de Tabelas.....	vii
1 Introdução.....	1
1.1 Sistema de Aquisição de Imagem	3
1.2 Efeitos da Radiação Ionizante	6
1.3 Equipamento de Proteção Radiológica	7
1.4 Limites de Dose	11
1.5 Determinação da Dose Ocupacional.....	12
1.6 Os Procedimentos de Interesse	15
1.6.1 A Cateterização Cardíaca	16
1.6.2 A Ablação Cardíaca.....	19
1.6.3 A Dacriocistografia.....	20
2 Materiais e Métodos	23
2.1 Determinação dos parâmetros de exposição padrão	24
2.2 Caracterização do Posicionamento e Blindagem dos Trabalhadores Expostos.....	25
2.2.1 Posicionamento e Fração de Tempo	25
2.2.2 Blindagem em Proteção Radiológica	26
2.3 Caracterização dos Parâmetros do Angiógrafo	29
2.4 Procedimentos de Cateterismo Cardíaco	29
2.5 Procedimentos de Ablação Cardíaca.....	31
2.6 Procedimentos de Dacriocistografia.....	33

2.7	Dosimetria no Estudo de Simulação	34
3	Resultados e Discussão.....	37
3.1	Análise Estatística da Amostra	37
3.2	Simulação - Parâmetros de exposição.....	38
3.3	Resultados Dosimétricos da Simulação.....	40
3.4	Fatores de Transmissão do Equipamento de Proteção Radiológica	42
3.5	Cálculo de Doses Ocupacionais.....	43
3.5.1	Cálculo da Dose Efetiva e Equivalente para a Pele e o Cristalino em cada procedimento	43
3.5.2	Dose Média Estimada para cada Tipo de Procedimento.....	44
3.5.3	Dose Média estimada para cada Subtipo de Procedimento	47
3.6	Fatores de Correlação para cálculos de dose	49
4	Conclusão e Perspetivas Futuras	52
5	Referências Bibliográficas.....	54
	Anexo I – Tabelas de registo para recolha de dados	62
	Anexo II – Certificado de calibração Mirion DMC 3000.....	63
	Anexo III – Especificações Técnicas Mirion DMC 3000	64
	Anexo IV – Especificações Kyoto Kagaku “PBU-50”	65

Índice de Figuras

Figura 1 - Laboratório de Cardiologia de Intervenção (cortesia do Hospital CUF Tejo)	1
Figura 2 – Posição da ampola e detetor de raios X do sistema angiográfico de plano único General Electric Innova IGS 5.	4
Figura 3 - Projeções e ângulo correspondente. Valor de ângulo em grau (Safari, M. J. et al., 2017)	5
Figura 4 – Avental de chumbo (cortesia do Hospital CUF Tejo).....	8
Figura 5 - Colar Cervical (<i>EDM Medical Solutions</i>).....	8
Figura 6 - Saia da mesa cirúrgica (cortesia do Hospital CUF Tejo).....	9
Figura 7 - Vidro chumbíneo (cortesia do Hospital CUF Tejo).	10
Figura 8 - Tipos e Subtipos dos procedimentos de interesse.	16
Figura 9 - Imagem de um procedimento de cateterização cardíaca (<i>Le Bonheur</i>).	17
Figura 10 - Imagem de angioplastia guiada por fluoroscopia com colocação de <i>Stent</i> . Protocolo <i>Coronaries Dose Limited</i> (cortesia do Hospital CUF Tejo).....	18
Figura 11 - Procedimento de Ablação por cateter (Norton Healthcare).....	20
Figura 12 - Angiógrafo GE Innova IGS 5 (cortesia do Hospital CUF Tejo).	23
Figura 13 - Vidro chumbíneo suspenso no teto (cortesia do Hospital CUF Tejo).	27
Figura 14 - Mesa cirúrgica e saia da mesa (cortesia do Hospital CUF Tejo).	28
Figura 15 – Ilustração das posições relativas (A a F), ocupadas pelos trabalhadores expostos durante procedimentos de cateterismo cardíaco. Ilustração não se encontra à escala real.	30
Figura 16 - Ilustração das posições relativas (A a F) ocupadas pelos trabalhadores expostos durante procedimentos de Ablação Cardíaca. Ilustração não se encontra à escala real.	32
Figura 17 - Ilustração das posições relativas (A a C) ocupadas pelos membros da equipa de IR durante procedimentos de Dacriocistografia. Ilustração não se encontra à escala real. ...	33
Figura 18 – Imagem do Tórax do fantoma <i>Kyoto Kagaku Whole Body Phantom "PBU-50"</i>	34
Figura 19 - Dosímetro Mirion DMC 3000 (<i>Mirion Technologies</i>).....	35
Figura 20 - Dose Efetiva média e Dose equivalente média para a pele e cristalino obtidos para a simulação.	46

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Gama de fatores de transmissão para blindagem equivalente a 0,25mmPb e 0,5mmPb. Valores de desvio padrão e média para valores de tensão de 70kV e 100kV (Christodoulou, E. et al, 2003).	10
Tabela 2 - Limites de dose anuais para trabalhadores expostos e membros do público.....	11
Tabela 3 - Valores α e β [adaptados de Järvinen et al. (2008)] sobre os algoritmos que melhor se ajustam ao cálculo de dose efetiva e algoritmos baseados na publicação 103 do ICRP.	14
Tabela 4 - Protocolos de baixa dose utilizados para cada procedimento.....	29
Tabela 5 - Distrição das posições de cada trabalhador exposto, em procedimentos de Cateterismo Cardíaco, relativa à sua distância à fonte (em relação ao isocentro do feixe de raios X incidente no paciente) e a blindagem fornecida pelo equipamento de proteção radiológica a que está sujeito.	31
Tabela 6 - Distrição das posições de cada trabalhador exposto, em procedimentos de Ablação Cardíaca, relativa à sua distância à fonte (em relação ao isocentro do feixe de raios X incidente no paciente) e a blindagem fornecida pelo equipamento de proteção radiológica a que está sujeito.	32
Tabela 7 - Distrição das posições de cada trabalhador exposto, em procedimentos de Dacriocistografia, relativa à sua distância à fonte (em relação ao isocentro do feixe de raios X incidente no paciente) e a blindagem fornecida pelo equipamento de proteção radiológica a que está sujeito.	34
Tabela 8 – Análise da amostra recolhido para os procedimentos de Cateterismo Cardíaco, Ablação Cardíaca e Dacriocistografia. Mediana e valores máximo e mínimo dos valores de DAP e tempos de exposição para o tipo e subtipo de procedimento.	37
Tabela 9 - Parâmetros de exposição do Angiógrafo utilizados nas simulações de procedimentos de Cateterismo Cardíaco. Apresentados os valores para proteções de PA 0, LAO 30 e RAO 30 utilizando fluoroscopia e fluorografia.....	39
Tabela 10 - Parâmetros de exposição do Angiógrafo utilizados nas simulações de procedimentos de Ablação Cardíaca. Apresentados os valores para proteções de PA 0, LAO 30 e RAO 30 utilizando fluoroscopia e fluorografia.	39
Tabela 11 - Parâmetros de exposição do Angiógrafo utilizados nas simulações de procedimentos de Dacriocistografia. Apresentados os valores para proteções de PA 0 e LAO 60 utilizando fluoroscopia e fluorografia e para o modo 3DCT.....	40
Tabela 12 – Resultados da dosimetria das simulações de Cateterismo Cardíaco obtidos pelos dosímetros Mirion DMC 3000 valores de Dose Equivalente Pessoal por unidade de DAP.	41

Tabela 13 - Resultados da dosimetria das simulações de Ablação Cardíaca obtidos pelos dosímetros Mirion DMC 3000 valores de Dose Equivalente Pessoal por unidade de DAP. .	41
Tabela 14 - Resultados da dosimetria das simulações de Dacriocistografia obtidos pelos dosímetros Mirion DMC 3000 e valores de Dose Equivalente Pessoal por unidade de DAP.	42
Tabela 15 - Fatores de Transmissão a 80kV para Equipamento de Proteção radiológica. ..	43
Tabela 16 - Dose efetiva média e dose equivalente média estimada para a pele e cristalino, para cada trabalhador exposto e para cada procedimento analisado.....	45
Tabela 17 - Dose Efetiva Média obtida para cada trabalhador exposto para cada tipo e subtipo de procedimento.....	48
Tabela 18 - Dose Equivalente na pele e no Cristalino Média para cada trabalhador exposto para cada tipo e subtipo de procedimento.	48
Tabela 19 - Fatores de correlação de DAP para dose efetiva e de DAP para Dose Equivalente na pele e cristalino para cada tipo de procedimento.	50
Tabela 20 - Fatores de correlação de DAP para Dose Efetiva para procedimentos de Ablação Cardíaca e Dacriocistografia e subtipo de procedimento de Cateterismo Cardíaco.	51
Tabela 21 - Fatores de correlação de DAP para Dose Equivalente na pele e cristalino para procedimentos de Ablação Cardíaca e Dacriocistografia e subtipo de procedimento de Cateterismo Cardíaco.	51

1 Introdução

Desde a descoberta dos raios X em 1895, o seu uso em medicina tem crescido exponencialmente devido ao seu recurso em radiologia, levando a um aumento significativo na exposição à radiação ionizante (He, Wenjun, 2014).

A exposição à radiação ionizante representa um problema complexo em radiologia de intervenção (RI) devido aos seus efeitos atingirem não só o paciente, mas também os trabalhadores expostos durante estes procedimentos.

Os procedimentos de diagnóstico e intervenção como a angiografia guiada por fluoroscopia envolvem, frequentemente, longos tempos de exposição, que podem variar de alguns segundos a várias dezenas de minutos (Mujtaba, S. F., 2019), e doses significativas de radiação ocupacional (Hertault, A., et al., 2020), sendo os procedimentos em cardiologia de intervenção associados aos maiores valores de exposição para ambos o paciente e os trabalhadores expostos (ICRP, 2000).

São exemplos deste tipo de procedimentos a Ablação Cardíaca (CA), o Cateterismo Cardíaco (CC) e Dacriocistografia (DCG). Nos laboratórios de cardiologia de intervenção (Figura 1), onde estes procedimentos são realizados, as exposições à radiação são consideravelmente superiores, quando comparados com outras unidades hospitalares onde predominam procedimentos de intervenção com recurso a fluoroscopia (Shankar S, et al., 2019).



Figura 1 - Laboratório de Cardiologia de Intervenção (cortesia do Hospital CUF Tejo)

A preocupação crescente sobre como minimizar os possíveis efeitos que elevadas exposições possam causar, levou à criação de normas e princípios para as boas das práticas de proteção radiológica.

Qualquer exposição à radiação ionizante possui possíveis efeitos adversos à saúde, sendo o seu risco linearmente dependente da dose de exposição (Valentin J. 2007), levando a uma preocupação crescente na obtenção de dados dosimétricos ocupacionais precisos para os trabalhadores expostos em radiologia de intervenção.

A monitorização da exposição ocupacional em procedimentos de intervenção tem dois principais objetivos: trata-se de uma imposição legal, a verificação dos limites de dose e permitir otimizar a proteção ocupacional (Valentin J. 2007).

Segundo a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2020), existem três princípios fundamentais da proteção radiológica, sendo eles:

- **Justificação:** nenhuma prática que envolva a exposição a radiação ionizante deve ser adotada a não ser que o benefício resultante para os indivíduos expostos ou para a sociedade seja maior que o detrimento causado;
- **Otimização:** cada prática deve garantir que a exposição dos indivíduos seja tão baixa quanto razoavelmente atingível, tendo em conta fatores económicos e sociais, - normalmente designado pelo princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*);
- **Limites de doses:** a exposição dos indivíduos deve ser sempre mantida abaixo dos níveis estabelecidos.

O presente estudo tem como foco principal o princípio de otimização, direcionado à quantificação dos níveis de dose de radiação dispersa aos quais os trabalhadores em procedimentos de radiologia de intervenção são expostos, com o objetivo de encontrar formas de minimizar os possíveis riscos a que estes são expostos ao longo das sua vidas profissionais.

1.1 Sistema de Aquisição de Imagem

Os avanços tecnológicos em radiologia permitiram o desenvolvimento da fluoroscopia, a aquisição e projeção de imagens radiográficas, em tempo real. Charles Theodore Dotter é considerado o pioneiro da radiologia de intervenção pelo seu contributo no desenvolvimento da primeira angioplastia por cateter, em 1964 (Payne M. M., 2001). Desde então, a possibilidade de observação de estruturas anatómicas e avaliação de processos fisiológicos dinâmicos na orientação em intervenções cirúrgicas levou a uma contínua redução na invasividade destes procedimentos.

Inicialmente, os sistemas de fluoroscopia consistiam apenas numa fonte de raios X e um ecrã fluorescente, entre os quais o paciente era colocado. A radiação transmitida pelo paciente até ao detetor, nele produzia luz visível, proporcional à atenuação do feixe, possível de ser interpretado pelo médico. Atualmente os sistemas são digitais, sendo a luz visível produzida amplificada e traduzida num sinal digital, e reconstruída numa imagem.

Os sistemas de fluoroscopia eletrónica capturam imagens a uma taxa de aproximadamente entre 1 e 30 *frames* por segundo (fps), sendo que a estas frequências de aquisição o sistema visual humano não consegue distinguir a variação de imagens, criando a ilusão de um movimento contínuo. No entanto, para atingir taxas de aquisição elevadas mantendo a dose de radiação acumulada a um nível razoável, as doses de radiação, por imagem, devem ser mantidas a um nível bastante baixo, cerca de 0,1% da dose (por aquisição) utilizada em radiografia (Schueler, B. A., 2000).

No presente trabalho foi utilizado um sistema de aquisição (angiógrafo) de plano único, consistindo numa fonte de radiação (ampola de raios X) e um detetor, como apresentado na Figura 2, usado em procedimentos de intervenção vascular. Existem também sistemas biplanares que possibilitam a aquisição de imagens por duas projeções perpendiculares, simultaneamente.

Este sistema permite aquisição de imagens por fluoroscopia e fluorografia. A fluoroscopia consiste na aquisição de sequências de imagens, para acompanhar movimento ou fluxos; geralmente na fluorografia realiza-se apenas um disparo, para obtenção de uma imagem estática. Os parâmetros destes dois tipos de imagens podem ser distintos, em função da qualidade de imagem suficiente para obter a resposta clínica necessária.

A escolha do modo a utilizar é feita pelo cirurgião principal e controlado pelo mesmo, ou pelo técnico de Radiologia, com o auxílio de um comando de pedal. Quando pressionado, o pedal inicia a irradiação da área desejada e as imagens obtidas são apresentadas, em simultâneo, num ecrã, para acompanhamento e auxílio no procedimento.

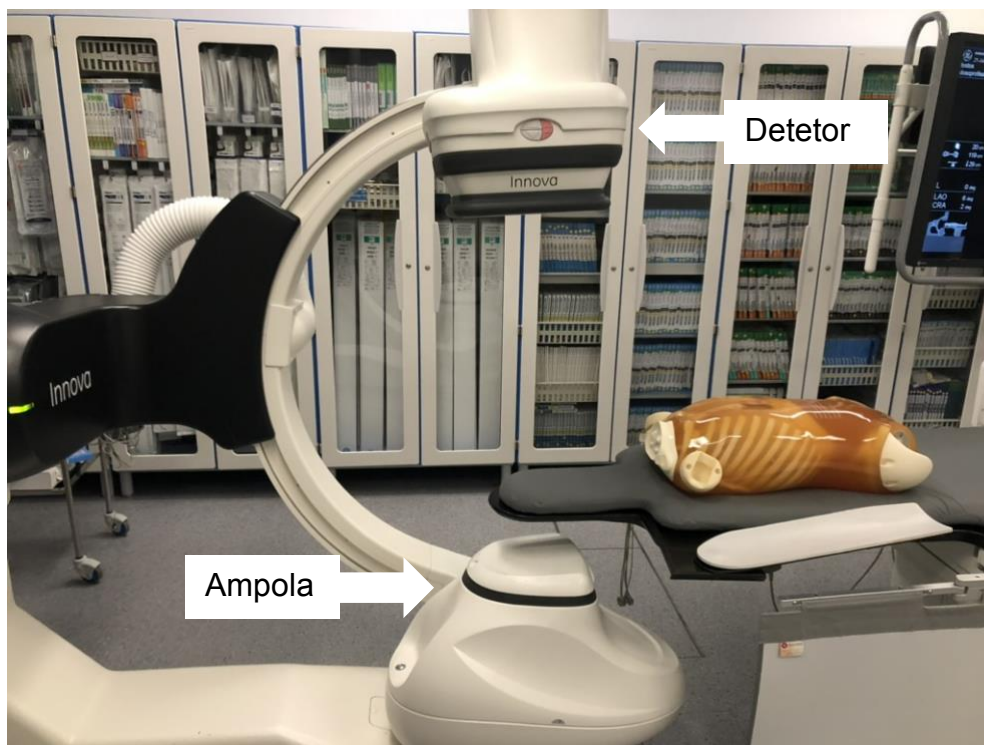


Figura 2 – Posição da ampola e detetor de raios X do sistema angiográfico de plano único General Electric Innova IGS 5.

Segundo a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), procedimentos de intervenção radiológica guiados por fluoroscopia englobam qualquer procedimento terapêutico ou de diagnóstico onde imagens fluoroscópicas são utilizadas para localizar lesões ou regiões de tratamento para monitorizar, auxiliar ou documentar o procedimento.

É de salientar que é frequentemente necessário que o cirurgião e outros trabalhadores se localizem em proximidade do paciente devido à necessidade de manuseamento de equipamento médico como o uso de cateteres em cateterismo e ablação cardíaca.

Apesar dos baixos níveis de exposição direta ao feixe de raios X, os trabalhadores expostos em procedimentos de Radiologia de Intervenção (RI) são suscetíveis a radiação dispersa, que resulta numa taxa de dose não uniforme, atingindo extremidades não protegidas pelo equipamento de proteção individual (EPI). Adicionalmente, a elevada frequência de exposição dispersa pode levar a doses acumuladas consideráveis, aumentando o risco de causar danos estocásticos (Lickfett, L. et al., 2004).

Existem diversos fatores que têm impacto na exposição ocupacional em procedimentos de RI, entre os quais se destacam parâmetros de exposição utilizados, as características físicas do paciente, o posicionamento do paciente em relação à ampola, os ângulos utilizados para incidência no paciente, o tipo e forma de utilização dos EPI por cada trabalhador exposto.

O posicionamento da ampola tem influência na quantidade de radiação dispersa vinda do paciente. Se a ampola for posicionada por baixo da mesa, as doses na cabeça e membros superiores dos trabalhadores será consideravelmente inferior devido à radiação dispersa ser atenuada pelo corpo do paciente (ICRP, 2018).

As projeções mais comuns são denominadas por LAO (*Left Anterior Oblique*) e RAO (*Right Anterior Oblique*) e são ilustradas na Figura 3. A projeção com angulação PA (*Posterior Anterior*) de 0° representa um ângulo reto entre o feixe de fótons da ampola e a mesa. A correta angulação é fundamental para a observação das estruturas anatómicas e é controlada durante os procedimentos.

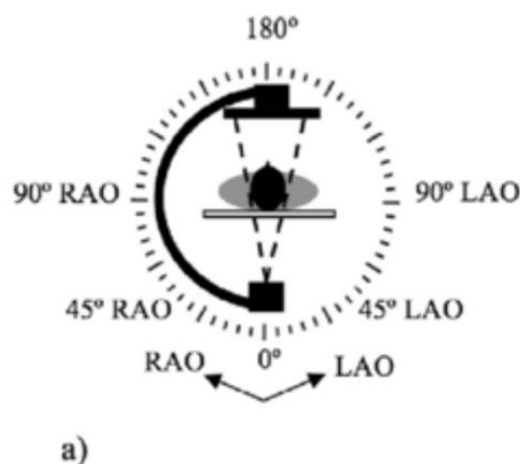


Figura 3 - Projeções e ângulo correspondente. Valor de ângulo em grau (Safari, M. J. et al., 2017)

A angulação da ampola é também um parâmetro que influencia a dose de radiação dispersa. Quando a ampola é angulada para o mesmo lado do trabalhador, a sua dose recebida é superior pois os raios X dispersos pela lateral do paciente são refletidos por este, enquanto trabalhadores do lado oposto beneficiam da atenuação do corpo do paciente, podendo desta forma estar eventualmente estar na direção da trajetória do feixe principal sem qualquer atenuação (blindagem), (Balter, 1999; Whitby & Martin, 2003; Schueler et al., 2006; Morrish & Goldstone, 2008).

Na realização de simulações deve então ser considerada a influência de diferentes angulações da ampola para a correta estimativa da exposição ocupacional.

Os métodos de otimização de dose tradicionais estendem-se não só ao paciente, mas também aos trabalhadores expostos; sendo eles o aumento do kV, a diminuição dos mAs, a redução do tempo de exposição, o posicionamento adequado do detetor (próximo da anatomia) e a utilização de colimação à região anatômica necessária para o órgão em foco (Benson J. M., 1982).

A colimação do feixe de raios X e a seleção do FOV limitam o tamanho do campo de irradiação, reduzindo não só a região anatômica irradiada do paciente, mas também reduzindo a radiação dispersa. A correta seleção destes parâmetros resulta na obtenção de uma melhor qualidade de imagem, mas também na redução da dose ocupacional nos trabalhadores expostos (ICRP, 2018).

Segundo Vañó (2015), a dose equivalente no cristalino é influenciada pelo tamanho do paciente, o ângulo de projeção, a colimação do feixe, a distância do trabalhador exposto à origem da radiação dispersa (o local no paciente onde o feixe principal incide) e a distância do paciente à fonte de raios X (ampola de raios X).

1.2 Efeitos da Radiação Ionizante

A radiação é considerada ionizante quando a energia dos seus fótons é suficiente [tipicamente entre 10 e 30 eV (Benson J. M. (1982))] para ejetar elétrons de átomos ou moléculas, originando iões, que podem reagir com outros átomos ou moléculas próximas destes. No corpo humano o maior risco está na possibilidade destes iões poderem quebrar ligações covalentes na molécula de DNA, originando mutações (Borrego-Soto, G., 2015).

Segundo a publicação 139 da ICRP (ICRP, 2018), os efeitos da exposição à radiação ionizante podem ser categorizados como determinísticos ou estocásticos. Os danos à saúde devido a efeitos determinísticos diretamente proporcionais à dose e aparentes por queimaduras superficiais à pele exposta (eritema), a perda de cabelo e opacidade do cristalino, sendo usualmente devido a exposições prolongadas, tipicamente entre 2 a 5 Gy (ICRP, 1991).

Por outro lado, os efeitos estocásticos são função da probabilidade de um dado efeito ocorrer, mas não da sua gravidade, sendo os possíveis efeitos o desenvolvimento de doenças genéticas, por danos causados ao DNA, como o desenvolvimento do cancro (oncogénese), ou a infertilidade. Os efeitos estocásticos são dependentes da exposição, mas inevitáveis, sendo passíveis de ocorrer independentemente do nível de exposição à radiação ionizante.

Em procedimentos eletrofisiológicos e de ablação por cateter, uma hora de irradiação pode facilmente exceder os limites de irradiação estabelecidos tornando aparentes os efeitos na pele da pessoa (Vañó E. et al., 1998; World Health Organization, 2024).

Estudos anteriores também constataram a existência de um risco acrescido de desenvolvimento de cataratas subcapsulares devido à radiação ionizante, sendo o cristalino relativamente radiosensível (Rohrschneider W.,1932). É por esta razão que se deve a existência de limites de dose equivalente para o cristalino.

1.3 Equipamento de Proteção Radiológica

Durante os procedimentos de RI, são utilizados vários tipos de equipamento de proteção radiológica. Estes equipamentos são constituídos por materiais com elevados coeficientes de atenuação linear (μ) cujo objetivo é absorver a energia dos fótons incidentes, reduzindo a sua transmissão para os trabalhadores, limitando assim a sua exposição à radiação ionizante (Sprawls, P.,1993). A blindagem do equipamento é expressa em termos de espessura equivalente de chumbo (Pb).

Os aventais de chumbo (Figura 4) são utilizados por todos os trabalhadores expostos e podem apresentar várias configurações: pode tratar-se de uma peça única suportada nos ombros ou de compostos por duas peças (colete e saia) tendo apoio nos ombros e na cintura. Podem ter proteção chumbínea apenas na parte frontal, ou a toda a volta; há também os que permitem serem traçados à frente, conferindo maior proteção frontal aos trabalhadores expostos, pelo aumento da espessura equivalente de chumbo. É importante notar que em regiões laterais e posteriores não existe sobreposição, sendo a direção do trabalhador relativamente à ampola um fator determinante da sua exposição total.



Figura 4 – Avental de chumbo (cortesia do Hospital CUF Tejo).

Existem aventais de chumbo que incorporam uma proteção adicional para proteção tiroideia. Há, no entanto, colares cervicais individuais que podem também ser utilizados (Figura 5). A preocupação com a tiroide está diretamente relacionada com a elevada radiosensibilidade deste órgão (ICRP, 2007).



Figura 5 - Colar Cervical (EDM Medical Solutions).

Outra proteção existente nas salas de radiologia de intervenção são as saias da mesa cirúrgica (Figura 6) que podem ser móveis e são importantes na proteção das regiões inferiores do corpo como os pés e as pernas, não protegidas pelos aventais de chumbo. Destaca-se também a sua importância na blindagem do feixe quando a ampola se localiza na região inferior à mesa cirúrgica.



Figura 6 - Saia da mesa cirúrgica (cortesia do Hospital CUF Tejo).

Os óculos de vidro chumbíneo são um componente importante na proteção dos olhos. Estudos anteriores comprovaram que a utilização de óculos de proteção reduz substancialmente a dose no cristalino (Sandblom, 2012; Magee et al., 2014; Martin, 2016).

Por último, estão geralmente disponíveis nas salas de radiologia de intervenção, proteções de teto com vidro chumbíneo (Figura 7) e que são tipicamente móveis, podendo ser deslocados. Estes, no entanto, são tipicamente posicionados próximos da fonte de raios X de forma a aumentarem o alcance da blindagem que é aplicável a todos trabalhadores localizados por detrás destes.

Podem ainda existir biombos móveis para proteção de outros profissionais na sala; e sistemas mais avançados como o *ZeroGravity* ou outras soluções comerciais (Haussen, D. C. et al., 2015).



Figura 7 - Vidro chumbúneo (cortesia do Hospital CUF Tejo).

Os fatores de transmissão do equipamento de proteção radiológica são dependentes das energias dos fótons emitidos pela ampola de raios X, logo, dependentes da tensão de operação utilizada. Para os procedimentos utilizados neste estudo, a transmissão típica na gama de tensão de 70 a 100kV para equipamentos com blindagem equivalente a 0,25 a 0,5 mmPb são entre 0,5% a 5% (Marx, M. V. et al., 1992).

Na Tabela 1 são apresentados alguns valores tipo para a gama de transmissão dos aventais de chumbo de 0,25 mmPb e 0,5 mmPb para tensões de 70 kV e 100 kV, tipicamente utilizados em procedimentos de intervenção com recurso a fluoroscopia, com contribuição de radiação dispersa.

Tabela 1 – Gama de fatores de transmissão para blindagem equivalente a 0,25mmPb e 0,5mmPb. Valores de desvio padrão e média para valores de tensão de 70kV e 100kV (Christodoulou, E. et al, 2003).

Tensão máxima (kVp)	Espessura (mm)	Gama de transmissão (%)	Mediana
70	0,25	4,3 - 10,2	7,05
	0,5	0,6 - 1,6	1,03
100	0,25	12,3 - 20,7	16,8
	0,5	3,5 - 6,7	4,9

1.4 Limites de Dose

Segundo a Publicação 139 da ICRP (2018), a dose limite é o valor de dose efetiva ou dose equivalente que não deve ser atingida ou excedida por indivíduos em situação de exposição planeada.

A definição de limite de dose é feita em dois grupos: para o público e para os profissionais sujeitos a exposição ocupacional. Segundo a ICRP, a exposição ocupacional representa toda a exposição incorrida pelos profissionais no decurso do seu trabalho, com as seguintes exceções:

- Exposições excluídas e exposições de atividades que envolvam radiação de fontes isentas;
- Exposições médicas pessoais;
- Exposição à radiação de fundo.

Na Tabela 2 são descritos os limites de dose para cada um destes grupos, com base na legislação em vigor Decreto-Lei nº108/2018. Os parâmetros são expressos em dose efetiva anual e dose equivalente anual para o cristalino, a pele e para extremidades

Tabela 2 - Limites de dose anuais para trabalhadores expostos e membros do público.

Tipo de Limite	Limite de dose anual	
	Trabalhadores Expostos	Membros do público
Dose efetiva	20 mSv	1 mSv
Equivalente de dose para:		
Cristalino	20 mSv	15 mSv
Pele	500 mSv	50 mSv
Extremidades	500 mSv	-

Adicionalmente, são considerados os seguintes limites:

- Os limites de dose para os aprendizes de idade igual ou superior a 18 anos e para os estudantes de idade igual ou superior a 18 anos que, no âmbito dos seus estudos, tenham de trabalhar com fontes de radiação são iguais aos limites de dose dos trabalhadores expostos;

- O limite de dose efetiva para os estudantes com idades compreendidas entre os 16 e os 18 anos que, no âmbito dos seus estudos, sejam obrigados a utilizar fontes de radiação é de 6 mSv por ano. O limite de dose equivalente para o cristalino é de 15 mSv por ano. O limite de dose equivalente para a pele é de 150 mSv por ano. O limite de dose equivalente para as extremidades é de 150 mSv por ano;
- Os limites de dose para os aprendizes e estudantes que não estejam abrangidos nas situações anteriores são iguais aos limites de dose para os membros do público;
- No contexto de proteção das trabalhadoras grávidas, puérperas e lactantes, a proteção concedida ao nascituro será equivalente à dispensada a qualquer membro do público, de forma a assegurar que a dose equivalente recebida por este permanece tão baixa quanto razoavelmente possível, sem exceder 1 mSv durante o resto da gravidez.

1.5 Determinação da Dose Ocupacional

Existem diferentes formas de quantificar a exposição à radiação ionizante e de definir o conceito de dose.

A Dose Absorvida (D) representa o quociente entre a energia média absorvida devido à radiação ionizante numa determinada massa de um qualquer elemento:

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

A unidade do sistema internacional de Unidades de dose absorvida é o Gray (Gy). Adicionalmente, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J Kg}^{-1}$

A Dose absorvida é uma grandeza física aplicável a qualquer tipo de radiação e material e é a medida aplicada em padrões primários, no entanto, a sua especificidade não é suficiente para dosimetria no corpo humano.

De forma a contabilizar o efeito de diferentes tipos de radiação em diferentes tecidos biológicos, são utilizados os conceitos de dose equivalente e dose efetiva.

A dose equivalente H_T , num determinado tecido ou órgão T é dada pela soma ponderada do produto da dose média absorvida pelo tecido/órgão T pelo fator de ponderação W_R da radiação do tipo R, sendo dada pela seguinte expressão:

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

A dose efetiva, E , é obtida pela soma ponderada, por tecido, das doses equivalentes em todos os tecidos especificados e a órgãos do corpo e é dada pela expressão:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

Sendo W_T o fator de ponderação tecidular do tecido/órgão T e W_R o fator de ponderação da radiação do tipo R . A unidade do Sistema internacional de Unidade de dose equivalente e de dose efetiva é o Sievert (Sv), equivalente a Jkg^{-1} .

Em fluoroscopia a fonte de radiação é a ampola de raios X, sendo o fóton tipo de radiação que, pela Publicação 103 (ICRP, 2007), representa um valor de W_R de 1.

A dose equivalente pessoal, $H_p(d)$, é definida pela dose equivalente em tecidos moles a uma profundidade, d , abaixo de um ponto especificado no corpo humano.

As quantidades operacionais, comuns para a monitorização individual, utilizadas neste trabalho, são a $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$. Estas quantidades são utilizadas para a avaliação da dose efetiva (a uma profundidade de 10mm) e para a dose equivalente na pele, nas mãos e nos pés (a uma profundidade de 0,07mm).

Segundo a Publicação 103 (ICRP, 2007), a dose efetiva, para exposições relativamente uniformes no corpo inteiro, pode ser determinada pelo valor obtido pelo dosímetro pessoal calibrado para a dose equivalente $H_p(10)$, com posicionamento do dosímetro representativo de exposições de corpo inteiro.

Em radiologia de intervenção, no entanto, nem todas as partes do corpo estão protegidas equitativamente e a leitura de um único dosímetro sobre o avental irá sobrestimar a dose efetiva total recebida, não sendo representativa de casos reais (Franken, 2002; Siiskonen et al., 2007)

Para colmatar este facto a Publicação 85 (ICRP, 2000) recomenda o uso de dois dosímetros, um sob e outro sobre o avental, para uma melhor estimativa de dose efetiva. As leituras utilizando dois dosímetros em termos de $H_p(10)$ são combinadas e a dose efetiva é calculada a partir da seguinte expressão:

$$E = \alpha H_u + \beta H$$

Sendo E a dose efetiva, H_u e H_o as doses equivalente pessoais em termos de $H_p(10)$, com H_u medido por baixo do avental (na região do peito ou cintura) e H_o medido por fora do avental à altura do pescoço. Para os fatores de ponderação α e β , atualmente, não existe consenso universal sobre qual o par destes valores é representativo a todos os tipos de procedimentos, no entanto, existem valores sugeridos na Publicação 103 (ICRP, 2007), apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Valores α e β [adaptados de Järvinen et al. (2008)] sobre os algoritmos que melhor se ajustam ao cálculo de dose efetiva e algoritmos baseados na publicação 103 do ICRP.

Algoritmo	Com Colar Cervical		Sem Colar Cervical	
	α	β	α	β
Swiss Ordinance (2008)	1	0,05	1	0,1
McEwan (2000)	-	-	0,71	0,05
Von Boetticher et al. (2010)	0,79	0,051	0,84	0,100

Por fim, é possível calcular o produto dose-área, ou do inglês o *Dose Area Product* (DAP), definido como produto da dose absorvida no ar pela área do feixe de raios X incidente ao plano perpendicular a este.

O seu valor é medido pela câmara de ionização à saída da ampola de raios X e é expresso em $Gy.cm^2$.

O DAP total permite conhecer a dose total recebida pelo paciente durante um determinado procedimento e comparar exposições utilizando diferentes parâmetros de exposição. É também independente da distância de onde é calculado e da fonte de raios X e é proporcional à energia depositada no paciente.

1.6 Os Procedimentos de Interesse

Para efeitos de estudo foram selecionados os procedimentos de Cateterismo Cardíaco, com e sem posterior Angioplastia, a Ablação Cardíaca via radiofrequência e crioablação e a Dacriocistografia, devido a apresentarem o maior risco.

Estes procedimentos foram selecionados por se tratar dos procedimentos com maior casuística realizados nesta sala de intervenção, ou por terem doses de exposição mais elevadas, apresentando maior risco no que respeita à dose ocupacional.

A avaliação do risco foi baseada na frequência que estes procedimentos são realizados, os tempos de exposição, a orientação espacial (proximidade e angulação da ampola), o número de trabalhadores expostos durante a intervenção, os parâmetros de irradiação específicos a cada procedimento e o equipamento de proteção radiológica utilizado.

De forma a obter uma amostra representativa dos parâmetros físicos do paciente tipo e dos parâmetros de exposição utilizados para este, efetuou-se a recolha destes dados para futura análise.

Para o seu registo e análise foi adotada a seguinte segmentação para os procedimentos de interesse:

- **Cateterismo Cardíaco:**
 - Sem posterior angioplastia (sem diagnóstico de oclusão ou com oclusão sujeita a cirurgia);
 - Sujeito a angioplastia a artéria coronária direita
 - Sujeito a angioplastia a artéria esquerda
 - Sujeito a angioplastia a artérias coronárias de ambos os lados (bilateral)
- **Ablação Cardíaca:**
 - Ablação por cateter por radiofrequência
 - Ablação por cateter por crioablação
- **Dacriocistografia:**
 - Sem reconstrução de imagem por 3DCT;
 - Com reconstrução de imagem por 3DCT.

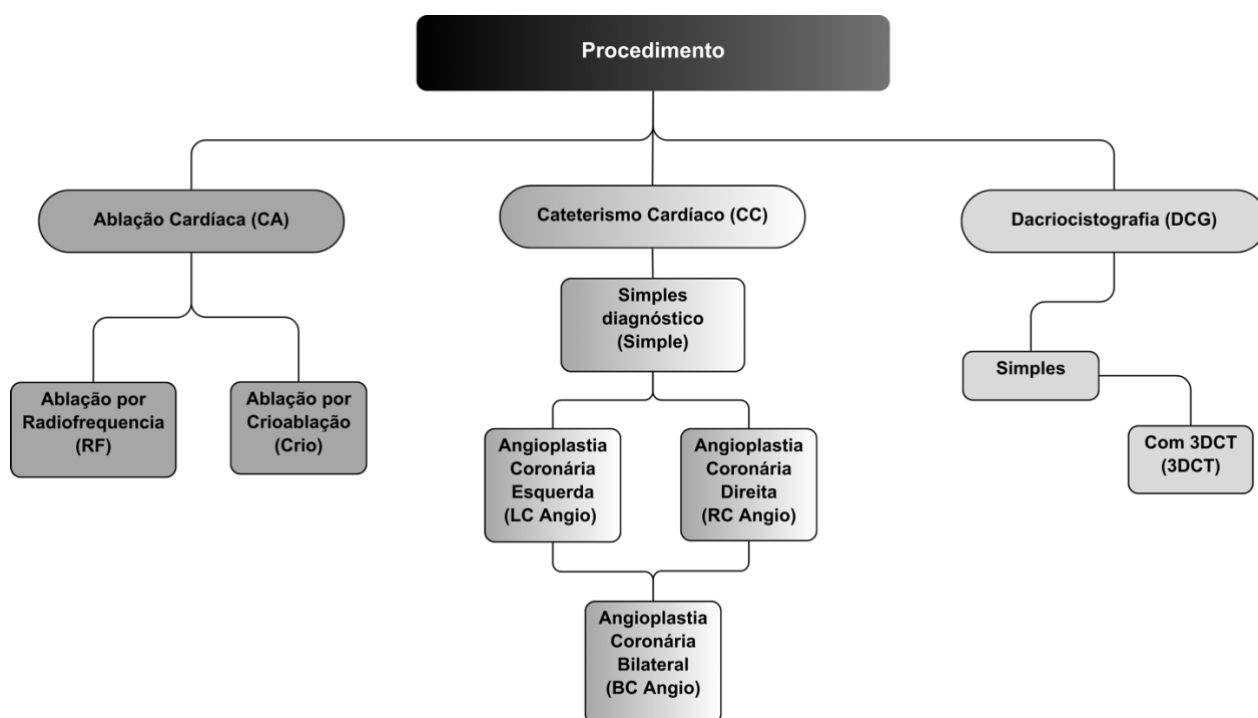


Figura 8 - Tipos e Subtipos dos procedimentos de interesse.

1.6.1 A Cateterização Cardíaca

O colossal número de pacientes que atualmente sofrem, mundialmente, de doença cardiovascular atinge os 640 milhões, sendo a doença arterial coronária a maior causa de morte globalmente, com estimativas de 2021 a atingir 9 milhões de mortes (*World Health Organization*, 2024).

A cateterização cardíaca é um procedimento que permite diagnosticar doenças cardíacas, nomeadamente as que afetam as artérias coronárias, as válvulas ou o miocárdio. O cateterismo cardíaco é um dos procedimentos invasivos mais comuns, sendo realizados mais de um milhão de procedimentos anualmente nos Estados Unidos apenas (Virani SS. Et al., 2020). Este procedimento torna-se, portanto, indispensável para o diagnóstico destes pacientes.

O exame consiste na inserção de um cateter num vaso sanguíneo, tipicamente na artéria femoral, ou artéria radial e fluoroscopicamente guiado até à artéria ocluída, com auxílio de meio de contraste radiopaco (Figura 9).



Figura 9 - Imagem de um procedimento de cateterização cardíaca (*Le Bonheur*).

A cateterização cardíaca é um exame de diagnóstico, no entanto, atualmente o tratamento de alguns casos pode ser realizado imediatamente após, levando frequentemente a tempos de exposição substanciais.

Existem dois modos de operação, os modos fluoroscopia (FS) e fluorografia (FG). O modo FS, por vezes denominado por LFH (*last fluoro hold*) permite captar imagens que são guardadas e transmitidas em sequência, em repetição, até nova captura de imagem.

Em angiografia coronária, a FG com recurso a meio de contraste, é o método preferencial para a observação de oclusões, no entanto, este modo contribui para elevar a dose total do procedimento. O modo FG atinge doses cerca de 10 a 20 vezes superiores, por imagem, em relação ao modo FS quando comparadas as DAP (*Dose Area Product*) e AK (*Air Kerma*) totais (Hwang, J. et al., 2015).

Durante procedimentos reais, ambos os modos são utilizados, sendo o modo FG apenas utilizado quando uma qualidade de imagem superior é necessária.

A angioplastia, após a sua conceção em 1974 pelo médico alemão Andreas Grüntzig e Charles T. Dotter para o tratamento da aterosclerose, pela qual ganhou o Prémio Nobel da medicina em 1978, tem sido considerada um dos maiores avanços na medicina do século XX (Byrne, R. A. et al., 2017).

Os dados mais recentes indicam que em Portugal se realizam, por milhão de habitantes, 3133 angiografias coronárias e cateterizações cardíacas (Desai DS & Hajouli S., 2024).

Após o diagnóstico do paciente, durante o procedimento de CC, dependente da severidade da obstrução das artérias coronárias, a angioplastia pode ser realizada imediatamente a seguir. A angioplastia coronária é um procedimento minimamente invasivo para o tratamento de estenose coronária, comumente aplicado a pacientes de que sofreram de enfarte do miocárdio.

Durante este procedimento guiado por fluoroscopia, após a localização da oclusão, é feito atravessar um cateter pela oclusão (placa) e utilizado um balão, na extremidade do cateter, que após dilatado permite a abertura da artéria coronária, restaurando o fluxo de sangue pela artéria. Se necessário é também possível realizar a implantação de um stent (Figura 10), uma malha metálica que reduz o risco de reestenose (Byrne, R. A. et al., 2017).

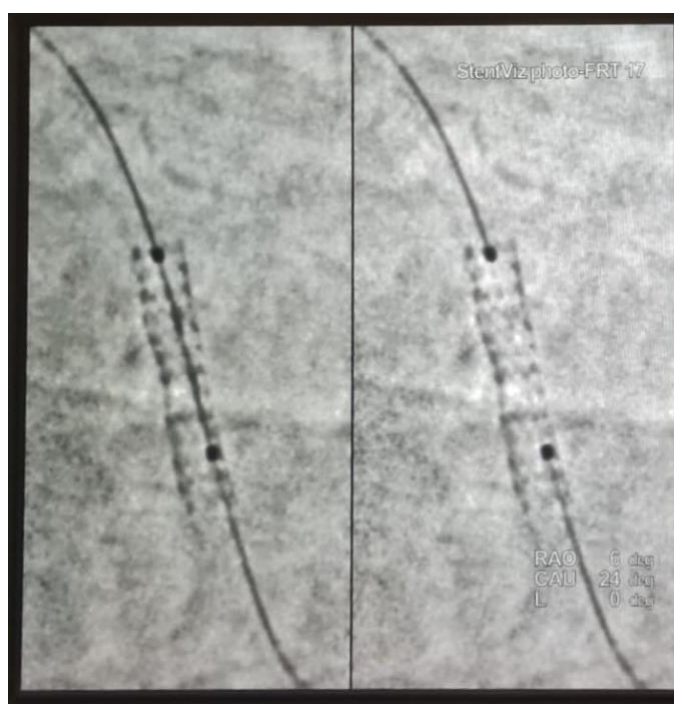


Figura 10 - Imagem de angioplastia guiada por fluoroscopia com colocação de *Stent*. Protocolo *Coronaries Dose Limited* (cortesia do Hospital CUF Tejo).

1.6.2 A Ablação Cardíaca

As arritmias são qualquer variação anormal do ritmo sinusoidal regular, mas podem ser geralmente categorizadas com base no ritmo cardíaco em bradicardia (inferior a 60 bpm) ou taquicardia (acima de 100 bpm). É realizado um eletrocardiograma quando há suspeita de arritmia, no entanto, muitos pacientes não apresentam sintomas, sendo importante o acompanhamento de grupos de risco (Desai DS & Hajouli S., 2024).

É estimado que cerca de 1,5% a 5% da população sofre de arritmias cardíacas, sendo a fibrilação auricular (FA) a mais prevalente (Lakshminarayan K. et al., 2008).

A maior preocupação é o facto de o coração não conseguir bombear o sangue eficazmente, o que propicia a formação de coágulos no interior das câmaras do coração. Os coágulos formados podem ser transportados pela corrente sanguínea e ser alojados, obstruindo a corrente sanguínea, levando a isquemia. O AVC (Acidente Vascular Cerebral) é o caso mais preocupante, onde um coágulo é alojado no cérebro o que pode rapidamente levar à morte de tecido cerebral.

Pacientes que sofrem de FA, apresentam um risco cerca de cinco vezes superior de sofrer um acidente vascular cerebral isquémico. Tipicamente estes pacientes melhoram os sintomas com administração de fármacos, bloqueadores beta-adrenérgicos ou bloqueadores de canais de cálcio (estabilizadores de membrana), no entanto, estes nem sempre têm sucesso no tratamento dos sintomas, e caso estes não sejam tratados, podem levar a severas consequências para a saúde como insuficiência cardíaca, AVC ou enfarte do miocárdio (ataque cardíaco) (American Heart Association, 2023).

A ablação cardíaca apresenta uma alternativa aos fármacos antiarrítmicos para o tratamento de arritmia cardíaca, sendo a ablação por cateter o tipo mais comum de ablação cardíaca, sendo recomendada a pacientes que sofrem de fibrilação arterial paroxística ou persistente e para pacientes intolerantes a medicação.

O procedimento (Figura 11) é realizado com anestesia geral ou local, onde é inserido um cateter num vaso sanguíneo na virilha, braço ou pescoço do paciente e guiado por fluoroscopia até à câmara do coração onde se pretende realizar a ablação, cicatrizando o tecido e impedindo assim a condução dos sinais elétricos (Parameswaran, R. et al., 2021).



Figura 11 - Procedimento de Ablação por cateter (Norton Healthcare).

Existem dois métodos de efetuar a ablação por cateter, sendo elas por radiofrequência ou criablação, diferindo no método de cicatrização do tecido cardíaco ser por aquecimento ou ação do frio, respetivamente.

1.6.3 A Dacriocistografia

A Dacriocistografia é um exame fluoroscópico com contraste que fornece informação relativa à morfologia do sistema lacrimal e é prescrito para localizar obstruções na via lacrimal usualmente em pacientes que sofrem de epífora (Singh, S., Ali, M. J., & Paulsen, F., 2019).

Foi realizada pela primeira vez por Ewing em 1909 para observação de um abscesso no saco lacrimal tendo sido aperfeiçoada ao longo dos anos com a utilização de melhores agentes de contraste, resolução e tempos de aquisição (Ewing, A. E., 1909).

Atualmente a TC (tomografia computadorizada) é preferencialmente utilizada em casos de trauma na região lacrimal ou em regiões proximais, no entanto, a dacriocistografia fornece um papel importante na aquisição de imagem de doenças como epífora funcional, divertículo do saco lacrimal, obstrução parcial do ducto nasolacrimal, dacriostenose ou tumor da glândula lacrimal (Nagi, K. S., & Meyer, D. R., 2010).

O 3DCT HD é um modo de operação da Innova IG5 que permite adquirir imagens de tomografia computadorizada de feixe cónico, para visualização a três dimensões, para o auxílio no diagnóstico (GE Healthcare).

1.7 O Estado de Arte

Segundo recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), os operadores de equipamento radiológica, incluindo médicos e técnicos de radiologia devem obter educação prática e teórica sobre física da radiação de intervenção. Em adição é recomendado que enfermeiros e outros trabalhadores da equipa radiológica devam ter conhecimentos sobre o perigo radiológico e de como minimizar a sua exposição, assim como a do paciente, durante as intervenções, no entanto, não é especificado qual o nível de educação a que estes devem cumprir (ICRP, 2009).

Estudos anteriores confirmam a falta de conformidade na utilização de dosímetros e na utilização de equipamento de proteção individual radiológica (EPI) em diferentes unidades de RI (radiologia de intervenção), dando ênfase à necessidade de melhorias na educação e na conformidade da prática de segurança radiológica (Smith, M. et al., 2023; Carpeggiani, C. et al., 2012).

A Publicação 139 do ICRP sugere que a relutância dos trabalhadores em utilizar os dosímetros pessoais possa ser devido à impressão que os limites das suas doses efetivas sejam atingidos, impedindo a continuação da prática destes em radiologia de intervenção, ou que estes sejam sujeitos a investigações demoradas devido a possíveis leituras elevadas.

Existem múltiplas abordagens para avaliar a dose efetiva de um ou mais dosímetros. Em situações onde existe uma grande variação na distribuição espacial da dose como na fluoroscopia, a avaliação da dose está sujeita a grande incerteza.

A utilização de apenas um dosímetro pode subestimar a dose acumulada pelo que a combinação das leituras de dois dosímetros, um protegido pelo avental e outro não blindado acima do avental ao nível do colarinho, fornece a melhor estimativa disponível da dose efetiva (ICRP, 2018)

Num estudo por Pekkarinen, A., et al (2022), foram estudadas as doses equivalentes no cristalino em trabalhadores expostos em procedimentos de RI em cardiologia, onde foi concluído que os técnicos de radiologia e cardiologistas apresentaram as maiores doses equivalentes pessoais no cristalino [Hp(3)]. Encontrou-se que nenhum dos trabalhadores excedeu o limite anual no olho de 20mSv, no entanto, todos os trabalhadores expostos utilizaram óculos de vidro chumbíneo em conjunto com o avental de chumbo e colar cervical.

Encontrou-se, no entanto, que existe a possibilidade de alguns dos trabalhadores mais expostos possam atingir o limite de 100mSv em 5 anos consecutivos, baseado nos registos apresentados na base de dados nacional.

No presente estudo, não se observou a utilização de óculos de vidro chumbíneo, o que poderá levar a que os limites de dose equivalente no cristalino sejam atingidos ou excedidos.

O objetivo deste estudo foi estimar as doses de radiação dispersa recebida pelos diferentes trabalhadores expostos pela caracterização de cenários-padrão do fluxo de trabalho nos procedimentos de Cateterismo. Cardíaco, Ablação Cardíaca e Dacriocistografia e as medições de dose dispersa na sala com recurso a fantasmas antropomórficos.

2 Materiais e Métodos

Os dados deste estudo foram recolhidos e simulados no serviço de cirurgia cardíaca e vascular do Hospital CUF Tejo, onde se realizam procedimentos de radiologia de intervenção utilizando o sistema angiográfico de plano único *General Electric Innova IGS 5* (Figura 12).

Este equipamento foi otimizado com protocolos de baixa dose e encontra-se abrangido por um programa de garantia de qualidade que nomeadamente garante conformidade com o relatório europeu *Radiation Protection no. 162*, conforme requisito estabelecido pela autoridade competente para regular o setor em Portugal. Consultando o histórico recente de relatórios de controlo de qualidade do equipamento, foi possível constatar a conformidade da exatidão do medidor de DAP, pelo que podemos afirmar que o desvio entre valores indicados no equipamento e os reais é aceitável.



Figura 12 - Angiógrafo GE Innova IGS 5 (cortesia do Hospital CUF Tejo).

Tendo sido selecionados os procedimentos de Cateterismo Cardíaco, com e sem posterior Angioplastia, a Ablação via radiofrequência e crioablação e a Dacriocistografia, foi ponderado, conjuntamente com a equipa técnica do serviço, os tempos de exposição associados, o número e o tipo de sequências de fluoroscopia (FS) ou fluorografia (FG) utilizadas, a frequência de realização do tipo de procedimento e o número de trabalhadores expostos.

A metodologia seguida no estudo consistiu na realização sequencial das seguintes etapas:

- Caracterização dos procedimentos típicos por indicação clínica;
- Determinação dos parâmetros de exposição típicos dos procedimentos;
- Caracterização do posicionamento dos trabalhadores na sala durante os procedimentos, bem como dos equipamentos de proteção radiológica utilizados e das projeções aplicadas à ampola mais representativas;
- Simulação dos procedimentos típicos em contexto cirúrgico com recurso a fantoma e dosímetros;
- Estimativa das doses nos trabalhadores e correlação com o DAP do procedimento.

2.1 Determinação dos parâmetros de exposição padrão

De forma a determinar os parâmetros de exposição típicos para cada um dos procedimentos estudados, para a posterior simulação em fantoma, foram recolhidos dados dosimétricos de procedimentos reais para cada tipo e subtipo de procedimento realizado.

Foram recolhidos dados anonimizados dos pacientes e parâmetros de exposição do exame que afetam a dose de radiação do paciente e dos trabalhadores. Foram recolhidas, para efeitos de amostragem, as seguintes: Data do procedimento, Idade, Peso, Altura, Tempo de fluoroscopia, Tempo total de irradiação, Parâmetros de irradiação (kV, mA), Dose Absorvida (mGy), DAP fluoroscopia (Gy.cm^2), DAP fluorografia (Gy.cm^2), DAP total (Gy.cm^2) e respetivos identificadores de subtipo para cada procedimento, conforme segmentado.

Os dados foram recolhidos ao longo de um período de 6 meses. A informação destes foi recolhida pela equipa técnica após cada procedimento e registada, em papel, em tabelas fornecidas conforme apresentado no Anexo I.

A amostra de conveniência recolhida correspondeu aos dados dosimétricos de 316 pacientes sujeitos a exames de cateterismo, 46 pacientes de ablação cardíaca e 19 pacientes sujeitos a dacriocistografia.

As características físicas como o peso e altura dos pacientes tem influência na seleção dos parâmetros de exposição utilizados em fluoroscopia, sendo tipicamente mais elevados para pacientes com maiores dimensões, levando a maiores doses de exposição no paciente, mas também a um aumento da radiação dispersa (Dolenc, L., Petrinjak, B., Mekiš, N., & Škrk, D., 2022).

Em procedimentos de Cateterismo e Ablação, o peso e altura do paciente têm grande influência não só na seleção dos parâmetros automáticos de exposição, mas também na radiação dispersa (Vaño, 2015). De forma a normalizar estes efeitos, foi feita uma filtragem por peso e por altura do paciente. Os parâmetros físicos de peso e altura, para a amostra de pacientes analisada, foram definidos com os seguintes critérios:

- Cateterismo Cardíaco:
 - Peso: 79 ± 20 kg;
 - Altura 170 ± 15 cm.
- Ablação Cardíaca:
 - Peso: 85 ± 20 kg;
 - Altura: 174 ± 15 cm;

Para pacientes de Dacriocistografia, toda a amostra recolhida foi considerada uma vez que o peso e altura do paciente não afetam de forma relevante os parâmetros de exposição na região a irradiar.

2.2 Caracterização do Posicionamento e Blindagem dos Trabalhadores Expostos

2.2.1 Posicionamento e Fração de Tempo

As posições mais representativas de cada trabalhador exposto durante cada tipo de procedimento foram determinadas com o auxílio dos profissionais de RI de cada um dos procedimentos.

As distâncias à fonte consideradas representam a distância aproximada do trabalhador exposto ao isocentro da incidência do feixe de radiação no paciente e os seus valores foram registados como descritos mais à frente nas Tabelas 5, 6 e 7.

Adicionalmente, para os trabalhadores com posições não fixas, variáveis durante o tempo de exposição, foram estimados tempos de permanência em cada posição dentro da sala.

Observou-se também que nem todos os trabalhadores expostos admitem posições fixas ao longo de todo o período de exposição. De forma a obter uma estimativa razoável da exposição de cada trabalhador, recorreu-se a uma ponderação das frações de tempos de exposição a que corresponde a sua permanência em cada uma das posições (fixas) consideradas.

A ponderação referida foi feita por observação dos procedimentos reais e aproximação do tempo de permanência em cada posição relevante considerada. Os valores estimados para a fração de tempo (em percentagem) que cada trabalhador ocupa em cada posição são apresentados mais à frente nas Tabelas 5, 6 e 7. Frações de tempo de exposição são consideradas 100% para trabalhadores expostos com posição fixa durante todo o período de irradiação.

2.2.2 Blindagem em Proteção Radiológica

As blindagens de proteção radiológica utilizadas pelos trabalhadores no decorrer dos procedimentos e o respetivo posicionamento das mesmas determinam a transmissão da radiação que de facto os atinge.

Os aventais de chumbo utilizados pela equipa de RI contém blindagem equivalente a 0,25mm de chumbo (mmPb), podendo ser sobrepostos à frente para uma blindagem acumulada de 0,5mmPb, quando direcionados de frente à fonte de raios X. A proteção dos aventais nas costas, no entanto, não contém sobreposição e é limitada a 0,25mmPb.

Os aventais não protegem o pescoço tendo sido utilizado o colar cervical (0,25mmPb) em conjunto com o avental.

Os trabalhadores que precisam permanecer perto do paciente podem beneficiar da proteção adicional, na cabeça e no tronco, fornecida pelo vidro chumbíneo suspenso no teto (Figura 13) em função do seu posicionamento. O vidro chumbíneo em questão contém blindagem equivalente a 0,5mmPb e foi considerado para o cálculo da dose recebida pelos trabalhadores que se encontravam protegidos pelo mesmo.

O vidro é móvel e é tipicamente reservado para o cirurgião principal, que se localiza mais próximo da origem da radiação dispersa - o paciente. É importante referir que o alcance da blindagem é também aplicável a trabalhadores localizados próximos do cirurgião principal. No laboratório onde este estudo foi realizado existe um único vidro chumbíneo, móvel e suspenso no teto.

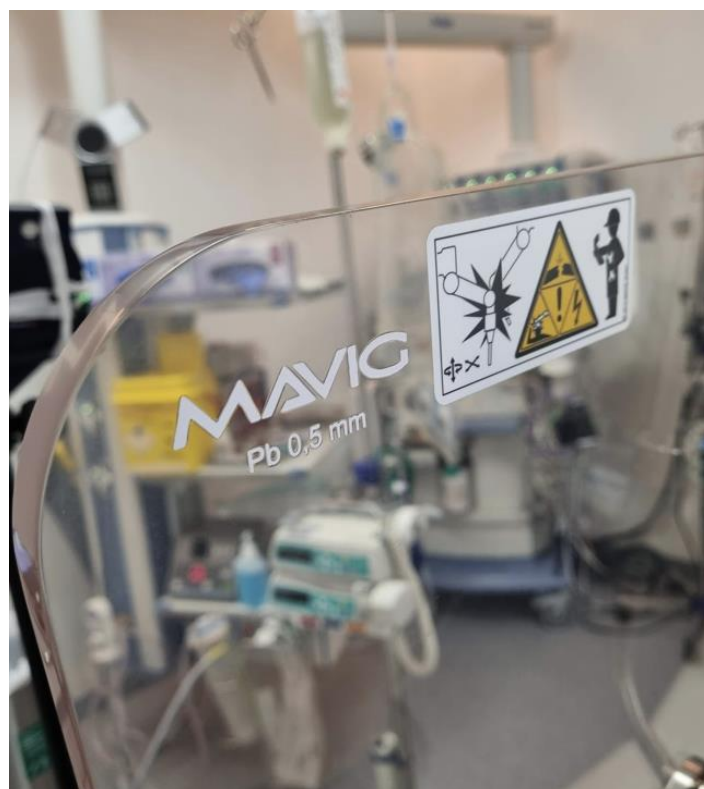


Figura 13 - Vidro chumbíneo suspenso no teto (cortesia do Hospital CUF Tejo).

Na sala, existe também uma saia acoplada à mesa que contém blindagem equivalente a 0,5mmPb, como possível ver na Figura 14. Esta saia é móvel e não abrange todo o perímetro da mesa. As medições experimentais foram realizadas com a saia colocada na posição típica observada em cada procedimento, não sendo, no entanto, considerada como blindagem relevante para a radiação incidente ao nível do tronco e cabeça do trabalhador.

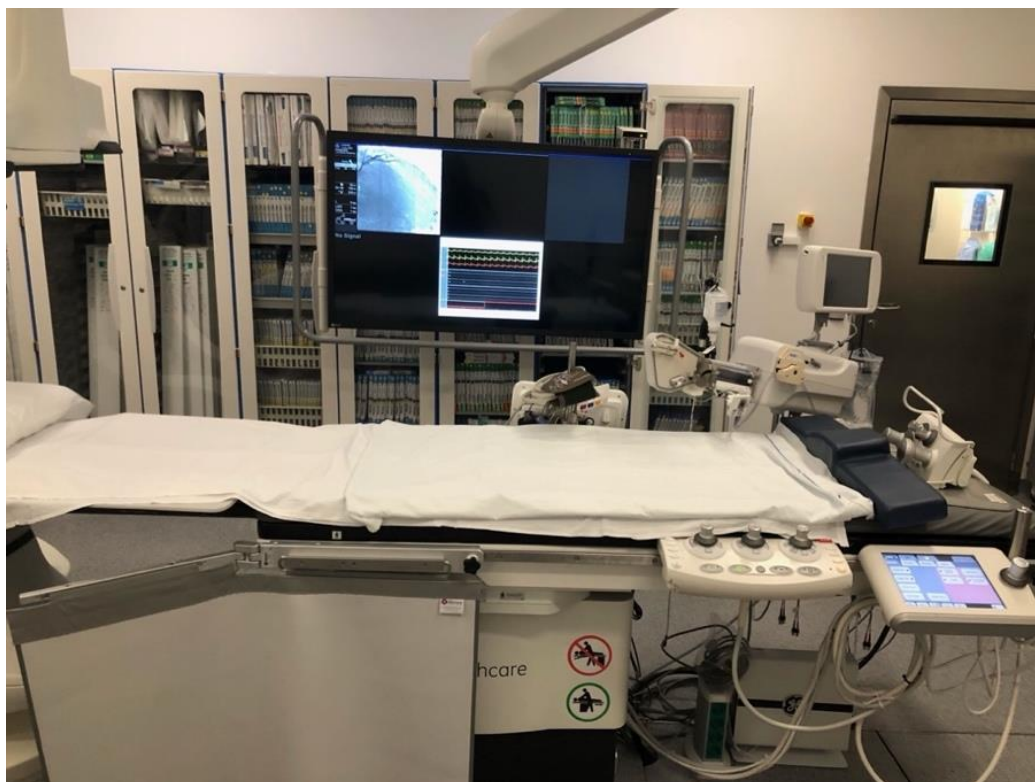


Figura 14 - Mesa cirúrgica e saia da mesa (cortesia do Hospital CUF Tejo).

Apesar da proteção oferecida pela utilização de óculos de vidro chumbíneo, não foi observado o seu uso durante os procedimentos analisados neste estudo e, nesse sentido, não foi considerada para efeito de determinação das doses ocupacionais.

Para cada posição definida como representativa do posicionamento do trabalhador, foi observado e definido qual a configuração de blindagens a considerar e simular nas medições experimentais para efeitos de proteção do tronco e cabeça dos trabalhadores.

Em Dacriocistografia, devido à necessidade de proximidade do cirurgião principal junto à cabeça do paciente (para acesso às vias lacrimais) o vidro chumbíneo não é utilizado. Apesar da sua utilização poder eventualmente ser reservada aos outros trabalhadores, este facto não se observou no estudo realizado.

2.3 Caracterização dos Parâmetros do Angiógrafo

Para a realização das simulações utilizaram-se os mesmos protocolos utilizados atualmente nos procedimentos estudados e são apresentados na Tabela 4

Tabela 4 - Protocolos de baixa dose utilizados para cada procedimento.

Procedimento	Protocolo
Cateterismo Cardíaco	<i>Coronaries Dose Limited</i>
Ablação Cardíaca	<i>EP Extra Low Dose</i>
Dacriocistografia	<i>Dacrio Low Dose</i>

A angulação da ampola é um parâmetro controlado pelo utilizador (cirurgião principal ou técnico de radiologia), pelo que estes não são constantes, podendo ser manipulados ao longo do procedimento.

Devido à angulação da ampola ser um parâmetro controlado pelo utilizador, para efeitos de estudo utilizaram-se angulações representativas das utilizadas durante procedimentos reais. Em todas as simulações realizadas, a ampola foi posicionada por baixo do paciente.

2.4 Procedimentos de Cateterismo Cardíaco

Os procedimentos de cateterismo cardíaco envolvem a participação de cinco trabalhadores expostos, cada um em posições fixas ou variáveis ao longo do procedimento.

As posições relevantes consideradas para os trabalhadores são representadas na Figura 15 pelas letras de A a F, sendo a posição da mesa ilustrada a preto e o local de incidência do feixe de raios X ilustrado com um círculo branco.

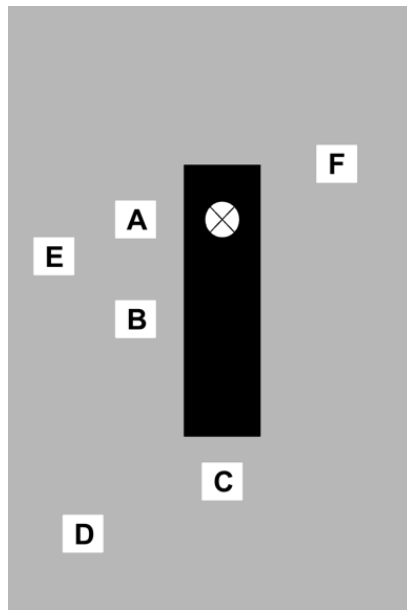


Figura 15 – Ilustração das posições relativas (A a F), ocupadas pelos trabalhadores expostos durante procedimentos de cateterismo cardíaco. Ilustração não se encontra à escala real.

Para efeitos de generalização de posições a considerar, assumiram-se as seguintes premissas:

- O Cirurgião Principal ocupa a posição A durante 100% do tempo de exposição;
- O Cirurgião Ajudante ocupa a posição B durante 100% do tempo de exposição;
- O Técnico de Cardiopneumologia ocupa a posição C durante 60% do tempo de exposição (no restante tempo sai da sala);
- O Enfermeiro Instrumentista ocupa a posição D durante 95% do tempo de exposição e a posição E durante aproximadamente 5% do tempo de exposição;
- O Enfermeiro Circulante ocupa a posição D durante 95% do tempo de exposição e a posição F durante aproximadamente 5% do tempo de exposição.

Na Tabela 5 apresentam-se as distâncias relativas ao posicionamento de cada trabalhador ao longo da sala e ilustradas na Figura 15 e respetiva blindagem considerada.

Tabela 5 - Distribuição das posições de cada trabalhador exposto, em procedimentos de Cateterismo Cardíaco, relativa à sua distância à fonte (em relação ao isocentro do feixe de raios X incidente no paciente) e a blindagem fornecida pelo equipamento de proteção radiológica a que está sujeito.

Trabalhador:	Posição	Fração de Tempo (%)	Distância à fonte (cm)	Blindagem Avental (mmPb)	Blindagem Vidro (mmPb)
Cirurgião Principal	A	100%	60	0,5	0,5
Cirurgião Ajudante	B	100%	120	0,5	0,5
Técnico de Cardiopneumologia	C	60%	270	0,5	0
Enfermeiro Instrumentista	D	94%	350	0,25	0,5
Enfermeiro Circulante	D	94%	340	0,25	0,5
Enfermeiro Instrumentista	E	6%	180	0,25	0,5
Enfermeiro Circulante	F	6%	120	0,25	0

2.5 Procedimentos de Ablação Cardíaca

Nos procedimentos de ablação cardíaca a posição ocupada pelos trabalhadores é constante, não variando ao longo do período de exposição, com exceção do Técnico de Radiologia que não permanece dentro da sala durante todo o procedimento.

Ao contrário dos procedimentos de cateterismo cardíaco, os enfermeiros instrumentista e circulante ocupam apenas uma posição fixa ao longo do período de exposição. Cada um dos seis trabalhadores expostos apenas ocupa uma posição relevante.

As posições relevantes consideradas para os trabalhadores são representadas na Figura 16 pelas letras de A a F, sendo a posição da mesa ilustrada a preto e o local de incidência do feixe de raios X ilustrado com um círculo branco.

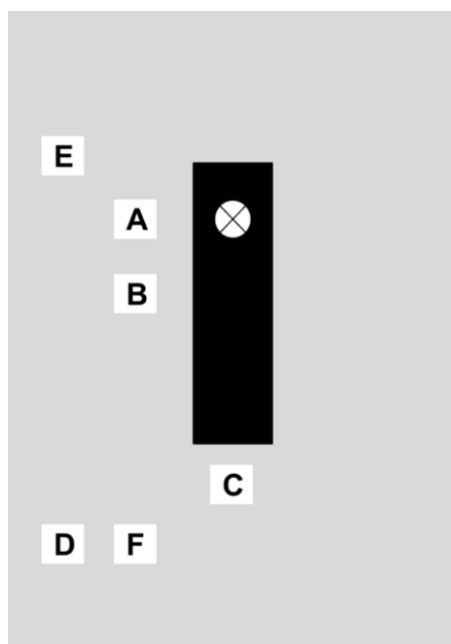


Figura 16 - Ilustração das posições relativas (A a F) ocupadas pelos trabalhadores expostos durante procedimentos de Ablação Cardíaca. Ilustração não se encontra à escala real.

Na Tabela 6 apresentam-se com os detalhes de posicionamento de cada trabalhador nas posições ilustradas na Figura 16 e respetivos detalhes de distância ao paciente e blindagem utilizada considerados.

Tabela 6 - Distribuição das posições de cada trabalhador exposto, em procedimentos de Ablação Cardíaca, relativa à sua distância à fonte (em relação ao isocentro do feixe de raios X incidente no paciente) e a blindagem fornecida pelo equipamento de proteção radiológica a que está sujeito.

Trabalhador:	Posição	Distância à fonte (cm)	Fração de Tempo (%)	Blindagem do Avental(mmPb)	Blindagem Vidro (mmPb)
Cirurgião Principal	A	60	100%	0,5	0,5
Cirurgião Ajudante	B	120	100%	0,5	0,5
Técnico de Cardiopneumologia	C	270	30%	0,5	0
Enfermeiro	D	350	100%	0,25	0,5
Anestesista	E	320	100%	0,5	0
Técnico de Radiologia	F	320	100%	0,5	0,5

2.6 Procedimentos de Dacriocistografia

Nos procedimentos de Dacriocistografia, a posição ocupada pelos trabalhadores é constante, não variando ao longo do período de exposição, à exceção do momento de realização do 3DCT, quando aplicável, onde todos os membros da equipa se deslocam para a posição C, até ao término da mesma, momento em que todos os trabalhadores voltam às suas posições iniciais.

As posições relevantes consideradas para os trabalhadores são representadas na Figura 16 pelas letras de A a F, sendo a posição da mesa ilustrada a preto e o local de incidência do feixe de raios X ilustrado com um círculo branco.

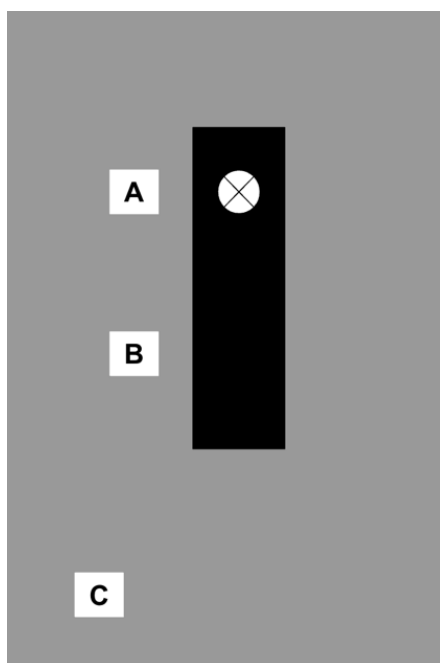


Figura 17 - Ilustração das posições relativas (A a C) ocupadas pelos membros da equipa de IR durante procedimentos de Dacriocistografia. Ilustração não se encontra à escala real.

Na Tabela 7 apresentam-se com os detalhes de posicionamento de cada trabalhador nas posições ilustradas na Figura 17 e respetivos detalhes de distância ao paciente e blindagem utilizada considerados.

Tabela 7 - Distribuição das posições de cada trabalhador exposto, em procedimentos de Dacriocistografia, relativa à sua distância à fonte (em relação ao isocentro do feixe de raios X incidente no paciente) e a blindagem fornecida pelo equipamento de proteção radiológica a que está sujeito.

Subtipo	Trabalhador	Posição	Fração de Tempo (%)	Distância à fonte (cm)	Blindagem do Avental (mmPb)	Blindagem do Vidro (mmPb)
Simplex	Cirurgião	A	100%	50	0,5	0
Simplex	Técnico de Radiologia	B	100%	150	0,5	0
Simplex	Enfermeiro	C	100%	350	0,25	0
3DCT	Cirurgião	C	100%	350	0,5	0
3DCT	Técnico de Radiologia	C	100%	350	0,5	0
3DCT	Enfermeiro	C	100%	350	0,5	0

2.7 Dosimetria no Estudo de Simulação

Para a simulação de radiação secundária em condições típicas e realização das medições experimentais foi utilizado o fantoma *Kyoto Kagaku Whole Body Phantom "PBU-50"* apresentada na Figura 18. O módulo de cabeça do fantoma foi utilizado para simular os procedimentos de Dacriocistografia e o módulo de tronco para os procedimentos de Cateterismo Cardíaco e Ablação Cardíaca.



Figura 18 – Imagem do Tórax do fantoma *Kyoto Kagaku Whole Body Phantom "PBU-50"*.

As medições experimentais foram realizadas utilizando dois dosímetros eletrônicos, Mirion DMC 3000, calibrados para raios X, com a energia de referência de 16 keV, nas grandezas operacionais de Hp(10) e Hp(0,07), respetivamente, pela *Swedish Radiation Safety Authority*, no seu laboratório secundário de calibração em Estocolmo. O certificado de calibração é ilustrado no Anexo II.

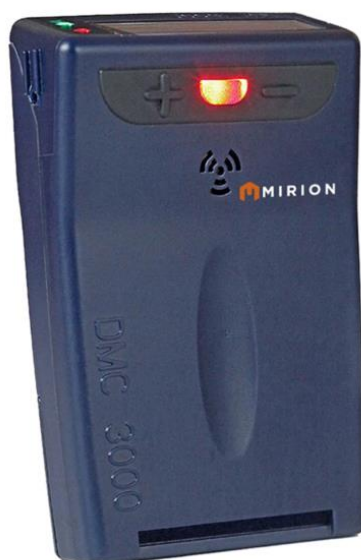


Figura 19 - Dosímetro Mirion DMC 3000 (*Mirion Technologies*).

O dosímetro Mirion DMC 3000 (Figura 19) mede raios X com energias entre 15keV e 7MeV, tendo um intervalo de medição, para Hp(10) e Hp(0,07), de 1 μ Sv a 10Sv, com resolução de 0,01 μ Sv e precisão de 10%. As especificações do dosímetro Mirion DMC 3000 são apresentadas no Anexo III.

Para cada procedimento, foram simuladas as três projeções distintas mais representativas e ponderadas as suas respetivas contribuições para a estimativa das doses ocupacionais. Para cada diferente angulação da ampola, foi utilizado o mesmo tempo de aquisição (irradiação) para cada projeção.

Foram realizadas duas medições de dose acumulada para cada projeção, durante um tempo de exposição e respetivo DAP considerados adequados, a uma distância fixa de 1 metro em relação ao isocentro do feixe de raios X incidente no paciente:

- Hp(10) – a 1,5 m de altura (altura do colarinho)
- Hp(0,07) – a 1,65m de altura (altura da face)

Os valores das duas grandezas medidas foram normalizados à taxa de DAP de cada exposição de modo a obter dados independentes dos parâmetros de exposição.

Assumindo uma correlação entre as grandezas $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$ medidas em relação ao DAP do exame, estimaram-se as doses efetivas e estimativa de dose equivalente na pele e no cristalino dos trabalhadores envolvidos na amostra de procedimentos analisados no âmbito deste trabalho.

Os valores de $H_p(10)$ medidos foram utilizados para calcular a dose efetiva (E), como sugerido pelo método combinado com dois dosímetros na Publicação 139 da ICRP.

Os valores de $H_p(0,07)$ foram usados como estimativa de dose equivalente na pele e no cristalino. Apesar da ICRP (1992) recomendar o uso de dose equivalente pessoal de $H_p(3)$ para dosimetria do cristalino, na Publicação 103 (ICRP, 2007a, Anexo B) e 116 (ICRP, 2010b), é descrito que o uso de $H_p(0,07)$ é adequado para dosimetria do cristalino para exposição por fotões.

Os fatores de transmissão dos aventais de chumbo e do vidro chumbíneo foram também determinados experimentalmente para cada tipo de exposição e aplicados às medições como fatores de correção para obter as doses ocupacionais atrás das blindagens consideradas para cada tipo de exposição.

Os valores de $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$ medidos a 1 metro do fantoma e corrigidos pelos fatores de transmissão das blindagens foram depois corrigidos, pela lei do inverso do quadrado das distâncias, para a distância correspondente ao posicionamento de cada trabalhador.

Ensaio iniciais permitiram refletir sobre a eficácia da utilização de apenas um dosímetro por baixo do avental de chumbo para estimar as doses ocupacionais em trabalhadores expostos, e qual a precisão que estas leituras teriam na correta avaliação do risco, conclusões que estão alinhadas com estudos realizados por Franken (2002) e Siiskonen et al. (2007). Optou-se então por realizar leituras dosimétricas com omissão das blindagens de proteção radiológica, a uma distância próxima da fonte, aplicando posteriormente os fatores de correção já referidos.

Por fim, determinaram-se fatores de correlação (multiplicadores) para estimativa de dose efetiva e dose equivalente na pele (do rosto) e no cristalino em relação ao DAP do exame.

3 Resultados e Discussão

3.1 Análise Estatística da Amostra

Antes de realizar a simulação e de forma a obter os parâmetros relativos ao paciente padrão de cada procedimento, foi realizada uma análise estatística da amostra, filtrada por peso e por altura do paciente para os procedimentos de Cateterismo Cardíaco e Ablação Cardíaca, dos valores de DAP Total e tempos de exposição para cada tipo e subtipo de procedimento.

Determinou-se a mediana dos valores de DAP Total e os tempos de exposição do procedimento, assim como os seus valores máximo e mínimo. Os dados são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 – Análise da amostra recolhido para os procedimentos de Cateterismo Cardíaco, Ablação Cardíaca e Dacriocistografia. Mediana e valores máximo e mínimo dos valores de DAP e tempos de exposição para o tipo e subtipo de procedimento.

		DAP Total (Gy.cm ²)		Tempo de exposição (s)	
Tipo	Subtipo	Mediana	Min - Max	Mediana	Min - Max
CC	Simples	9,7	0,8 - 89,7	3,5	1,9 - 17,4
CC	LC Angio	48,9	9,3 - 242	16,3	3,3 - 87,6
CC	BC Angio	94,3	30,1 - 209,4	28,5	11,5 - 49
CC	RC Angio	36,6	6,4 - 289,4	12,7	5,7 - 46,6
CA	RF	3,6	0,5 - 20,3	10,2	2,8 - 25,5
CA	Crio	3,7	0,5 - 11,5	15,5	6,4 - 39
DCG	-	1,5	0,8 - 2,6	0,7	0,3 - 1,5

Foi possível observar que os procedimentos de cateterismo cardíaco com posterior tratamento da oclusão por angioplastia às artérias coronárias localizadas ambas à esquerda e à direita resultaram em valores de DAP Totais e tempos de exposição consideravelmente superiores aos restantes procedimentos.

É de notar também que, para a amostra recolhida, os procedimentos de ablação cardíaca por radiofrequência obtiveram valores de DAP próximos, no entanto, os tempos de exposição foram consideravelmente superiores, em comparação com os obtidos para a crioablação.

Os dados relativos às doses e tempos de exposição ocupacional obtidos são úteis na medida em que contribuem para o estabelecimento dos níveis de referência de dose em procedimentos de radiologia de intervenção realizados a pacientes adultos no serviço de cirurgia cardíaca e vascular do hospital.

3.2 Simulação - Parâmetros de exposição

Com os parâmetros típicos obtidos, por observação, para a amostra analisada de cada procedimento, procedeu-se à simulação destes no fantoma e respetiva validação aproximada, deixando o controlo automático de exposição do equipamento atuar, sendo que os parâmetros de exposição utilizados serem dependentes da atenuação sofrida. A simulação em fantoma permitiu reproduzir os parâmetros de exposição típicos dos procedimentos reais e assim reproduzir também os níveis de radiação secundária típicos a que cada trabalhador é exposto. As especificações relativas ao fantoma utilizado são apresentados no Anexo IV.

Utilizou-se o mesmo protocolo utilizado em procedimentos reais, sendo os mesmos protocolos utilizados para a determinação da amostra, como descrito na secção 1.5 da introdução. Devido à impossibilidade de replicar de forma exata todos os parâmetros utilizados durante os procedimentos, devido a estes serem influenciados pela combinação de múltiplas variáveis, utilizaram-se aproximações razoáveis representativas das verificadas em procedimentos reais nas diversas projeções. Refere-se também que parâmetros como a altura da mesa cirúrgica possam ser influenciados pela angulação da ampola e que os parâmetros de exposição são influenciados pela dimensão do paciente.

Os parâmetros de exposição utilizados no sistema angiográfico para efeitos das simulações realizadas são apresentados nas Tabelas 9, 10 e 11, tendo estes sido recolhidos para os modos de operação FS e FG e para as projeções PA 0, LAO 30, RAO 30 e LAO 60 para Dacriocistografia.

A - Taxa de aquisição - refere-se à taxa padrão utilizada em cada protocolo e a - Taxa de aquisição utilizada - refere-se à taxa de aquisição utilizada para efeitos de simulação.

Tabela 9 - Parâmetros de exposição do Angiógrafo utilizados nas simulações de procedimentos de Cateterismo Cardíaco. Apresentados os valores para proteções de PA 0, LAO 30 e RAO 30 utilizando fluoroscopia e fluorografia.

Parâmetro/Projeção	FS PA 0	FG PA 0	FS LAO 30	FG LAO 30	FS RAO 30	FG RAO 30
FOV (cm)	17 x 17	17 x 17	17 x 17	17 x 17	17 x 17	17 x 17
Altura da Mesa (cm)	10	10	10	10	10	10
Distância foco-detetor (cm)	110	110	110	110	110	110
Tensão (kV)	73	66	75	68	76	72
Corrente (mA)	9,3	39,2	9,4	43	10,9	46,3
Taxa de aquisição padrão (fps)	7,5	7,5	7,5	7,5	7,5	7,5
Taxa de aquisição simulada (fps)	15	15	15	15	15	15
Tempo Exposição simulado (s)	60	11	60	11	60	7

Tabela 10 - Parâmetros de exposição do Angiógrafo utilizados nas simulações de procedimentos de Ablação Cardíaca. Apresentados os valores para proteções de PA 0, LAO 30 e RAO 30 utilizando fluoroscopia e fluorografia.

Parâmetro/Projeção	FS PA 0	FG PA 0	FS LAO 30	FG LAO 30	FS RAO 30	FG RAO 30
FOV (cm)	20 x 20	20 x 20	20 x 20	20 x 20	20 x 20	20 x 20
Altura da Mesa (cm)	10	10	10	10	10	10
Distância foco-detetor (cm)	110	110	110	110	110	110
Tensão (kV)	73	65	73	65	73	65
Corrente (mA)	6,5	71	8,1	92,5	5,4	60
Taxa de aquisição padrão (fps)	3,75	7,5	3,75	7,5	3,75	7,5
Taxa de aquisição simulada (fps)	30	30	30	30	30	30
Tempo Exposição simulado (s)	60	15	60	15	60	15

Tabela 11 - Parâmetros de exposição do Angiógrafo utilizados nas simulações de procedimentos de Dacriocistografia. Apresentados os valores para proteções de PA 0 e LAO 60 utilizando fluoroscopia e fluorografia e para o modo 3DCT.

Parâmetro/Projeção	FS PA 0	FG PA 0	FS LAO 60	FG LAO 60	3DCT
FOV (cm)	12 x 12	12 x 12	12 x 12	12 x 12	12 x 12
Altura da Mesa (cm)	20	20	17	17	11
Distância foco-detetor (cm)	90	90	90	90	119
Tensão (kV)	77	89	68	87	73
Corrente (mA)	4,7	267	10,8	114	103
Taxa de aquisição padrão (fps)	3,75	1	3,75	1	-
Taxa de aquisição simulada (fps)	3,75	1	15	1	40%/s
Tempo Exposição simulado (s)	60	20	60	20	8

Os valores apresentados nas tabelas anteriores foram obtidos diretamente da observação do *software* do sistema.

Note-se que, em alguns casos optou-se por simular com taxas de aquisição (fps) superiores às do protocolo padrão de forma que os níveis de radiação secundária a medir fossem compatíveis com o limiar de detecção dos detetores utilizados, tendo sido, posteriormente, feitas as devidas ponderações proporcionais à taxa de aquisição padrão, para efeitos de cálculo de dose ocupacional.

3.3 Resultados Dosimétricos da Simulação

Os resultados obtidos, durante a simulação, pelos dosímetros eletrônicos Mirion DMC 3000 são apresentadas nas Tabelas 12, 13 e 14, para cada tipo e subtipo de procedimento, e para cada angulação da ampola. Note-se que os valores apresentados se referem a leituras realizadas a 1m de distância à fonte (fantoma). As doses equivalentes pessoais Hp(10) foram obtidas pelo módulo do dosímetro posicionado a 1,5m de altura e as doses equivalentes pessoais Hp(0,07) foram obtidas pelo módulo posicionado a 1,65m de altura.

Nas tabelas são também indicados os valores de DAP correspondentes à exposição realizada para efeitos de medição e que permitiram a normalização calculada dos valores de Hp(10) e Hp(0,07) por unidade de DAP do procedimento (em $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$). Estes valores normalizados foram utilizados como base para estimar os valores de dose efetiva e equivalente para cada trabalhador exposto.

Tabela 12 – Resultados da dosimetria das simulações de Cateterismo Cardíaco obtidos pelos dosímetros Mirion DMC 3000 valores de Dose Equivalente Pessoal por unidade de DAP.

Parâmetro	FS PA 0	FG PA 0	FS LAO 30	FG LAO 30	FS RAO 30	FG RAO 30
DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	0,49	0,72	0,56	0,86	0,74	0,7
Hp(10) (μSv)	4,34	4,99	5,5	6,43	8,49	5,09
Hp(0,07) (μSv)	4	4	5	6	8	5
Hp(10) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	8,86	6,93	9,82	7,48	11,47	7,27
Hp(0,07) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	8,16	5,56	8,93	6,98	10,81	7,14

Tabela 13 - Resultados da dosimetria das simulações de Ablação Cardíaca obtidos pelos dosímetros Mirion DMC 3000 valores de Dose Equivalente Pessoal por unidade de DAP.

Parâmetro	FS PA 0	FG PA 0	FS LAO 30	FG LAO 30	FS RAO 30	FG RAO 30
DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	0,23	0,7	0,26	0,79	0,19	0,58
Hp(10) (μSv)	2,98	6,51	2,76	6,84	2,16	4,31
Hp(0,07) (μSv)	3	6	2	6	2	4
Hp(10) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	12,96	9,30	10,62	8,66	11,37	7,43
Hp(0,07) ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	13,04	8,57	7,69	7,59	10,53	6,90

Tabela 14 - Resultados da dosimetria das simulações de Dacriocistografia obtidos pelos dosímetros Mirion DMC 3000 e valores de Dose Equivalente Pessoal por unidade de DAP.

Parâmetro	FS PA 0	FG PA 0	FS LAO 60	FG LAO 60	3DCT
DAP (Gy.cm ²)	0,12	1,32	0,15	0,49	0,24
Hp(10) (μSv)	1,61	14,21	3	7,97	1,81
Hp(0,07) (μSv)	1,76	16	3,34	9	1,87
Hp(10) (μSv/Gy.cm ²)	13,4	10,8	20,0	16,3	7,5
Hp(0,07) (μSv/Gy.cm ²)	14,7	12,1	22,3	18,4	7,8

Note-se que os dosímetros utilizados neste estudo não possuem capacidade de detecção isotrópica, pelo que a radiação terciária, como a radiação dispersa refletida pelas paredes da sala posteriores ao trabalhador, é desprezada por estar fora do ângulo de leitura do dosímetro, apresentando esta uma limitação deste estudo.

3.4 Fatores de Transmissão do Equipamento de Proteção Radiológica

Para a determinação dos fatores de transmissão médios do equipamento de proteção radiológica calculou-se o valor médio de tensões de operação para cada projeção (PA 0, LAO 30, RAO 30 e LAO 60) para exposições por fluoroscopia e fluorografia.

O valor médio de tensão de operação obtido foi de 80kV e este foi utilizado para o cálculo das doses equivalentes com blindagem do equipamento de proteção radiológica.

O cálculo dos fatores foi obtido pela razão das leituras dos valores de Hp(10) realizadas com e sem blindagem do respetivo equipamento.

As transmissões foram calculadas para o vidro chumbíneo e para os aventais de chumbo, com e sem sobreposição de bandas, e são apresentadas na Tabela 15.

A determinação dos fatores de transmissão foi feita utilizando as leituras de *Air Kerma* (μGy) realizadas a 1m de distância da fonte, a 20kV, para a projeção LAO 0, utilizando fluorografia e o protocolo *Dacrio Low Dose*.

Tabela 15 - Fatores de Transmissão a 80kV para Equipamento de Proteção radiológica.

Equipamento e Blindagem	Fator de Transmissão (%)
Avental de Chumbo 0,25mmPb	7%
Avental de Chumbo 2 x 0,25mmPb	2%
Vidro Chumbíneo 0,05mmPb	4%

Estes valores de transmissão de blindagens de proteção radiológica são coerentes com os apresentados por outros autores, como apresentado na Tabela 1.

Os fatores de transmissão foram utilizados para o cálculo das doses para cada trabalhador com base no equipamento de proteção radiológica e respetiva blindagem total a que está sujeito como descrito nas Tabelas 5, 6 e 7.

3.5 Cálculo de Doses Ocupacionais

3.5.1 Cálculo da Dose Efetiva e Equivalente para a Pele e o Cristalino em cada procedimento

Para estimar as doses efetiva e equivalentes para a pele e o cristalino de cada trabalhador exposto utilizaram-se como base os valores de $H_p(10)$ e $H_p(0,07)$ normalizados por unidade de DAP (em $\mu\text{Sv}/\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) determinados. Estes valores, devidamente ponderados pela fração de tempo assumida para cada projeção, corrigidos para a distância de cada posição à fonte de radiação (pelo inverso do quadrado das distâncias), multiplicados pelo fator de transmissão das blindagens aplicáveis e multiplicados pelo DAP de fluoroscopia e fluorografia (em $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) do respetivo procedimento, permitiram estimar as doses de cada trabalhador exposto em cada procedimento da amostra selecionada.

Para as ponderações referidas no parágrafo anterior utilizaram-se frações de tempo, distâncias à fonte e blindagens aplicáveis como descrito nas Tabelas 5, 6 e 7.

Para o cálculo da dose efetiva E , utilizou-se o método de dois dosímetros sugerido na Publicação 139 da ICRP (2018), dado pela seguinte expressão:

$$E = \alpha H_u + \beta H_o$$

Os fatores de ponderação utilizados foram: $\alpha = 1$ e $\beta = 0,05$ dados pela *Swiss Ordinance* (2008), como apresentados na Tabela 3.

Os valores de H_u foram derivados dos valores medidos de $H_p(10)$ a 1 metro da fonte (fantoma), multiplicados pelos fatores de transmissão do conjunto total de equipamento de proteção radiológica aplicável para cada trabalhador exposto. Estes valores representam uma estimativa da dose $H_p(10)$ por baixo do avental.

Os valores de H_o foram derivados dos valores medidos de $H_p(10)$ a 1 metro da fonte (fantoma), multiplicados pelos fatores de transmissão do vidro chumbíneo, quando aplicável, para cada trabalhador exposto. Estes valores representam uma estimativa da dose $H_p(10)$ por cima do avental.

Para o cálculo da dose equivalente para a pele e o cristalino, ao nível da face, utilizaram-se os valores medidos de $H_p(0,07)$ a 1 metro da fonte (fantoma), multiplicados pelos fatores de transmissão do vidro chumbíneo, quando aplicável. Estes valores representam uma estimativa da dose $H_p(0,07)$ ao nível da pele da face e do cristalino, no cenário em que não são utilizados óculos de proteção.

3.5.2 Dose Média Estimada para cada Tipo de Procedimento

Para a amostra analisada, os valores médios de dose efetiva e dose equivalente estimada para a pele e o cristalino, para cada trabalhador exposto, para os procedimentos de cateterismo cardíaco, ablação cardíaca e dacriocistografia são apresentados na Tabela 16.

Apesar de não existir, na literatura, dados exatos para os valores de dose, para cada trabalhador exposto estudado, foi possível fazer a comparação para alguns deles.

Num estudo por Fallah Mohammadi et al.(2014), foram obtidos os valores médios de $2,123\mu\text{Sv}$ para a dose efetiva no cardiologista (cirurgião principal) em procedimentos de angiografia e $0,274\mu\text{Sv}$ de dose efetiva para os técnicos e enfermeiros. Bor et al.(2009), obteve resultados semelhantes, tendo sido obtido uma média de $2,15\mu\text{Sv}$ para o cardiologista. Estes valores estão em concordância com os obtidos para o Cateterismo Cardíaco.

Relativamente à dose equivalente no cristalino em intervenção cardíaca, um estudo por Vanhavere F. et al.(2012) obteve valores de 60, 20 e $10\mu\text{Sv}$ para cardiologistas, enfermeiros e técnicos, respetivamente, encontram-se significativamente abaixo dos obtidos neste estudo.

Tabela 16 - Dose efetiva média e dose equivalente média estimada para a pele e cristalino, para cada trabalhador exposto e para cada procedimento analisado.

Trabalhador:	Dose Efetiva Média por Procedimento (μSv)			Dose Equivalente Média para a Pele e Cristalino (μSv)		
	CC	CA	DCG	CC	CA	DCG
Cirurgião Principal	2,81	0,43	5,66	36,84	5,4	133,47
Cirurgião Ajudante	0,71	0,11	-	9,21	1,35	-
Anestesista	-	0,38	-	-	4,75	-
Técnico de Radiologia	-	0,02	0,65	-	0,19	14,87
Técnico de Cardiopneumologia	2,08	0,16	-	27,29	2	-
Enfermeiro Instrumentista	0,16	-	-	1,22	-	-
Enfermeiro Circulante	1,95	0,03	0,2	14,90	0,16	2,73

Os gráficos relativos às doses apresentadas na Tabela 16 são apresentados na Figura 20 para cada procedimento e para cada trabalhador exposto.

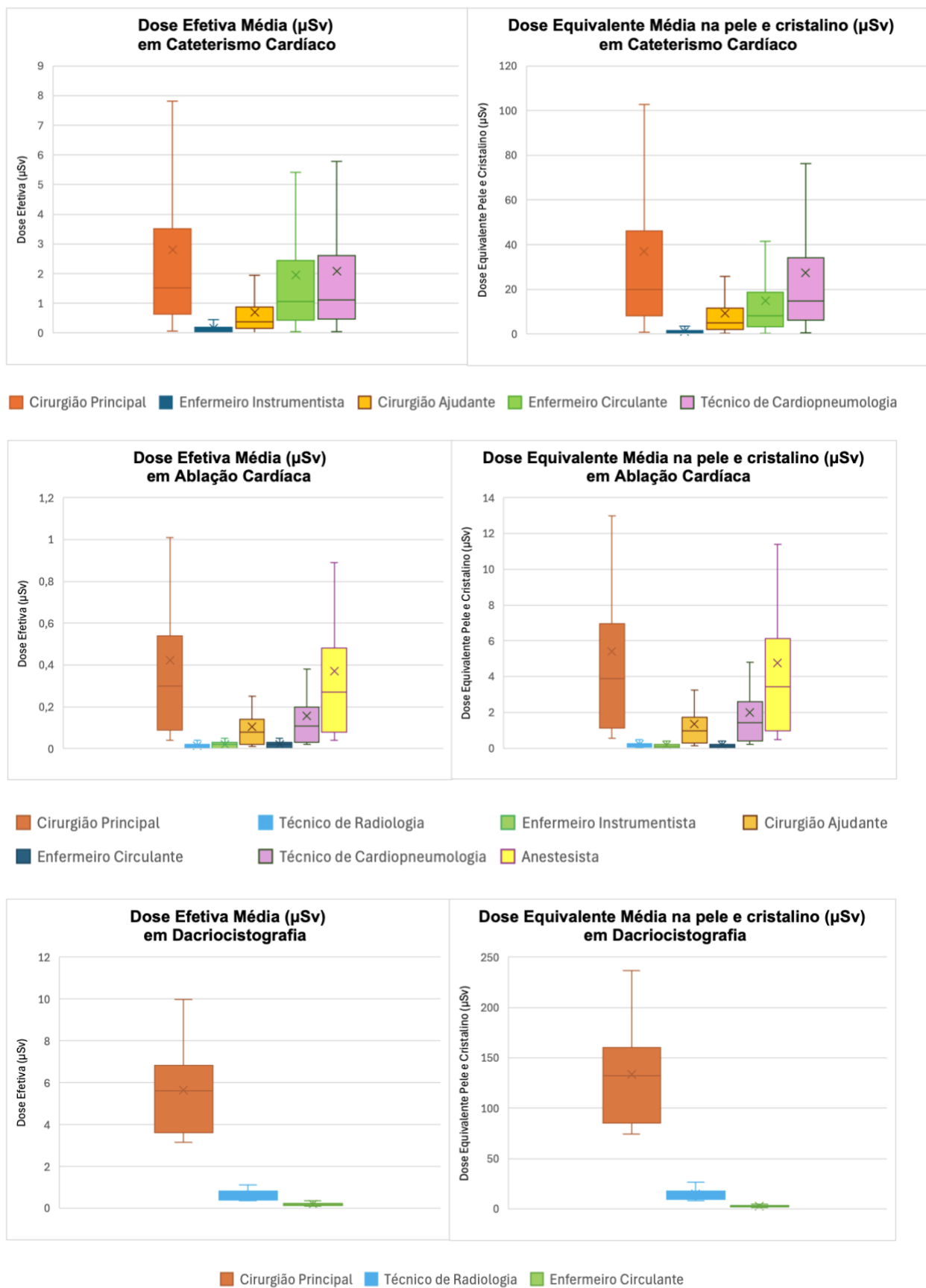


Figura 20 - Dose Efetiva média e Dose equivalente média para a pele e cristalino obtidos para a simulação.

Em procedimentos de Cateterismo Cardíaco as doses efetiva e equivalentes são ambas superiores no cirurgião principal, resultado esperado por este ser o trabalhador mais próximo da fonte, no entanto, é importante referir que apesar do médico ajudante se posicionar mais próximo da fonte do que o técnico de cardiopneumologia, este segundo não é protegido pelo vidro chumbíneo, motivo pelo qual apresenta exposições consideravelmente superiores.

Nota-se também que as doses no enfermeiro circulante foram superiores à do cirurgião ajudante. Este facto deve-se ao contributo da exposição do enfermeiro circulante para posições que não são cobertas pela blindagem do vidro, levando a um aumento nas doses.

Em Ablação Cardíaca, o anestesista apresentou exposições consideráveis apesar de se posicionar a uma distância considerável (320cm) da fonte. Este facto deve-se à posição ocupada pelo anestesista não ser coberta pela blindagem do vidro chumbíneo.

Recomenda-se que o anestesista, quando possível, se desloque para uma posição blindada pelo vidro ou que se afaste tanto quando possível da fonte. Em alternativa, o equipamento utilizado pelo anestesista poderá ser relocado a uma posição, desta forma, reduzindo a necessidade de se deslocar durante os procedimentos.

Em procedimentos de Dacriocistografia o cirurgião principal é o trabalhador que apresenta a maior exposição, sendo esta imponentemente superior à dos restantes trabalhadores. Durante estes procedimentos, o vidro chumbíneo não é utilizado por ser um obstáculo ao acesso do cirurgião ao paciente, em junção de este necessitar de estar muito próximo do paciente (50cm) ao longo da exposição. A exposição no cristalino é o maior motivo de preocupação tendo sido estimada uma dose média de 133 μSv , sendo este o maior contribuinte para o possível alcance de limites de dose ocupacional. A utilização de óculos de vidro chumbíneo é fortemente aconselhada durante estes procedimentos.

3.5.3 Dose Média estimada para cada Subtipo de Procedimento

Apesar dos valores médios de dose serem úteis para compreender, de modo geral, qual a exposição de cada trabalhador em cada procedimento, existem variações, por vezes consideráveis, entre subtipos estudados.

Os valores de doses média efetiva e equivalente foram calculados para o subtipo dos procedimentos realizados e são apresentadas nas Tabelas 17 e 18, respetivamente.

Tabela 17 - Dose Efetiva Média obtida para cada trabalhador exposto para cada tipo e subtipo de procedimento.

	Dose Efetiva média por Tipo e Subtipo de Procedimento (μSv)							
	CC				CA		DCG	
Trabalhador:	Simples	BC Angio	LC Angio	RC Angio	RF	Crio	Simples	+ 3DCT
Cirurgião Principal	0,89	6,7	4,53	3,75	0,42	0,43	5,2	6,94
Cirurgião Ajudante	0,23	1,68	1,14	0,94	0,11	0,11	-	-
Anestesista	-	-	-	-	0,37	0,38	-	-
Técnico de Radiologia	-	-	-	-	0,02	0,02	0,58	0,83
Técnico de Cardiopneumologia	0,66	4,96	3,36	2,78	0,16	0,16	-	-
Enfermeiro Instrumentista	0,05	0,39	0,26	0,22	0,03	0,03	0,19	0,25
Enfermeiro Circulante	0,62	4,64	3,14	2,60	0,03	0,03	-	-

Num estudo por Wilson-Stewart, K. S.et al.(2022), os valores de 0,89 μSv 0,91 μSv e 0,001 μSv para o cirurgião principal e enfermeiros circulante e instrumentista, respetivamente, encontram-se em concordância com os resultados obtidos neste trabalho em procedimentos de diagnóstico em Cateterismo Cardíaco.

Tabela 18 - Dose Equivalente na pele e no Cristalino Média para cada trabalhador exposto para cada tipo e subtipo de procedimento.

	Dose Equivalente na Pele e Cristalino média por Tipo e Subtipo de Procedimento (μSv)							
	CC				CA		DCG	
Trabalhador:	Simples	BC Angio	LC Angio	RC Angio	RF	Crio	Simples	+ 3DCT
Cirurgião Principal	11,59	87,96	59,43	49,24	5,37	5,48	122,94	162,96
Cirurgião Ajudante	2,9	21,99	14,86	12,31	1,35	1,37	-	-
Anestesista	-	-	-	-	4,72	4,81	-	-
Técnico de Radiologia	-	-	-	-	0,19	0,2	13,66	18,25
Técnico de Cardiopneumologia	8,58	65,15	44,02	36,47	1,99	2,03	-	-
Enfermeiro Instrumentista	0,38	2,93	1,98	1,64	0,16	0,17	2,51	3,33
Enfermeiro Circulante	4,69	35,56	24,03	19,91	0,16	0,17	-	-

Foi possível determinar que o cirurgião principal é o trabalhador exposto com maior suscetibilidade às doses de radiação dispersa, em todos os casos estudados, tendo o cirurgião, em procedimentos de Dacriocistografia com auxílio do modo 3DCT, apresentado a maior dose efetiva e equivalente na pele e cristalino

Observou-se uma variação significativa entre os subtipos de procedimento em Cateterismo Cardíaco, tendo sido observado uma variação de dose efetiva cerca de 7 vezes superior com tratamento de angioplastia a coronárias esquerda e direita (Angio BC), sendo esta variação acentuada para as doses equivalentes na pele e cristalino.

A angioplastia a coronárias no lado esquerdo obteve doses superiores às observadas para a angioplastia a coronárias do lado direito em todos os trabalhadores expostos. Este facto pode ser devido a vários fatores, nomeadamente a angulação da ampola.

A escolha do tipo de ablação em procedimentos de ablação cardíaca concluiu-se não ter impacto na exposição dos trabalhadores expostos.

Em dacriocistografia, procedimentos com recurso ao modo 3DCT obtiveram doses superiores, no entanto, este facto pode-se dever aos pacientes cujo necessitem a sua utilização possuam condições mais complexas e não apenas devido às doses recebidas durante o modo 3DCT.

3.6 Fatores de Correlação para cálculos de dose

De forma a correlacionar os valores de DAP total do procedimento, em Gy.cm², com a dose efetiva e a dose equivalente para a pele e cristalino calculadas, em µSv, para cada trabalhador e procedimento da amostra, aplicou-se o modelo matemático da regressão linear simples. O objetivo foi encontrar a equação das retas ($y = mx + b$) que proporcionaram o "melhor" ajuste para os dados das duas variáveis quantitativas em cada análise. O declive das retas de regressão linear obtidas foi utilizado como fator de correlação entre DAP e Dose efetiva e entre DAP e dose equivalente na pele e no cristalino, respetivamente.

Os fatores de correlação (multiplicadores) para estimar a dose efetiva e doses equivalentes na pele e cristalino obtidos para cada trabalhador exposto, a partir dos valores de DAP dos procedimentos de cateterismo cardíaco, ablação cardíaca e dacriocistografia, são apresentados na Tabela 19.

Tabela 19 - Fatores de correlação de DAP para dose efetiva e de DAP para Dose Equivalente na pele e cristalino para cada tipo de procedimento.

Trabalhador:	Fator de correlação de DAP para Dose Efetiva ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$)			Fator de correlação de DAP para Dose Equivalente na Pele e Cristalino ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$)		
	CC	CA	DCG	CC	CA	DCG
Cirurgião Principal	7,07E-02	8,36E-02	3,46E+00	9,29E-01	1,07E+00	8,13E+01
Cirurgião Ajudante	1,77E-02	2,09E-02	-	2,32E-01	2,67E-01	-
Anestesista	-	7,35E-02	-	-	9,40E-01	-
Técnico de Radiologia	-	2,94E-03	4,03E-01	-	3,76E-02	9,09E+00
Técnico de Cardiopneumologia	5,23E-02	3,10E-02	-	6,88E-01	3,96E-01	-
Enfermeiro Instrumentista	4,04E-03	-	-	3,10E-02	-	-
Enfermeiro Circulante	4,90E-02	4,21E-03	1,20E-01	3,76E-01	3,14E-02	1,66E+00

Foi então assumida uma relação de proporcionalidade direta entre o DAP do exame e a dose ocupacional no trabalhador exposto.

Devido à elevada variância na exposição dos trabalhadores expostos em cateterismo cardíaco, para uma melhor estimativa dos fatores de correlação, foram calculados diferentes fatores de correlação para estes procedimentos com e sem posterior angioplastia coronária.

Entre os subtipos dos procedimentos de ablação cardíaca e dacriocistografia a diferença entre as doses nos trabalhadores foi baixa possibilitando o cálculo de fatores de correlação gerais para estes procedimentos. Os fatores de correlação calculados são apresentados nas Tabelas 20 e 21.

Tabela 20 - Fatores de correlação de DAP para Dose Efetiva para procedimentos de Ablação Cardíaca e Dacriocistografia e subtipo de procedimento de Cateterismo Cardíaco.

	Fator de correlação de DAP para Dose Efetiva ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$)			
	CC		CA	DCG
Trabalhador:	Simplex	Angio	-	-
Cirurgião Principal	5,97E-02	7,11E-02	8,36E-02	3,46E+00
Cirurgião Ajudante	1,49E-02	1,78E-02	2,09E-02	-
Anestesista	-	-	7,35E-02	-
Técnico de Radiologia	-	-	2,94E-03	4,03E-01
Técnico de Cardiopneumologia	4,43E-02	5,27E-02	3,10E-02	-
Enfermeiro Instrumentista	3,24E-03	4,08E-03	4,21E-03	1,20E-01
Enfermeiro Circulante	4,14E-02	4,93E-02	4,21E-03	-

Tabela 21 - Fatores de correlação de DAP para Dose Equivalente na pele e cristalino para procedimentos de Ablação Cardíaca e Dacriocistografia e subtipo de procedimento de Cateterismo Cardíaco.

	Fator de correlação de DAP para Dose Equivalente na Pele e Cristalino ($\mu\text{Sv/Gy.cm}^2$)			
	CC		CA	DCG
Trabalhador:	Simplex	Angio	-	-
Cirurgião Principal	7,78E-01	9,36E-01	1,07E+00	8,13E+01
Cirurgião Ajudante	1,94E-01	2,34E-01	2,67E-01	-
Anestesista	-	-	9,40E-01	-
Técnico de Radiologia	-	-	3,76E-02	9,09E+00
Técnico de Cardiopneumologia	5,76E-01	6,93E-01	3,96E-01	-
Enfermeiro Instrumentista	2,47E-02	3,13E-02	3,14E-02	1,66E+00
Enfermeiro Circulante	3,14E-01	3,78E-01	3,14E-02	-

Os resultados deste trabalho permitem estimar, de uma forma prática e simples, as doses ocupacionais nos trabalhadores expostos após um procedimento, sendo apenas requisito conhecer o DAP associado a cada procedimento. Utilizando os fatores calculados e sabendo o número de procedimentos realizados por cada trabalhador é possível obter uma estimativa da dose anual acumulada para os procedimentos estudados.

4 Conclusão e Perspetivas Futuras

O presente trabalho teve como visão principal o estabelecimento de um método para quantificação aproximada das doses de radiação às quais os trabalhadores são expostos durante procedimentos de radiologia de intervenção, nomeadamente através do estabelecimento de fatores de correlação (multiplicadores) de DAP para dose efetiva e dose equivalente na pele da face e no cristalino.

O estudo realizado baseou-se na determinação do paciente padrão, tendo sido realizada uma filtragem da amostra da população de pacientes sujeitos a cada procedimento, no entanto, os resultados obtidos podem não ser representativos de toda a população. Do mesmo modo, devido à atenuação do feixe e consequente radiação dispersa serem influenciados pelo volume de tecido irradiado, pacientes que possuam variações de peso e altura significativas em relação à amostra avaliada podem apresentar padrões de dose dispersa diferentes dos casos estudados.

Conclui-se que a ocupação de cada trabalhador exposto está altamente correlacionada com a sua exposição individual. Para os cirurgiões principal e ajudantes, anestesistas e técnicos de cardiopneumologia, as doses ocupacionais foram significativamente superiores às observadas para enfermeiros e técnicos de radiologia. De especial atenção se deve expor ao cirurgião principal em procedimentos de Dacriocistografia tendo este trabalhador apresentado a maior exposição de entre os procedimentos estudados, levando a uma preocupação acrescida no possível exceder dos limites de dose equivalente no cristalino.

Foi possível também concluir que se deve considerar, com maior rigor, o subtipo dos procedimentos, dando ênfase ao cateterismo cardíaco com posterior angioplastia, sendo a exposição apresentada nestes procedimentos usualmente agrupada com outros procedimentos de angiografia cardíaca, podendo levar a uma redução da avaliação do seu risco.

O trabalho permitiu avaliar o impacto que a utilização do equipamento de proteção radiológica tem na redução da exposição dos trabalhadores expostos, sujeitos a diferentes níveis de blindagem, e na relevância que o incentivo da educação sobre métodos de proteção radiológica poderá ter para a segurança os trabalhadores expostos durante as intervenções.

Uma limitação do presente estudo foi que nem todas as geometrias de feixe e angulação da ampola de raios X, possíveis de utilizar nos procedimentos em causa, foram simuladas, no entanto, pretendeu-se selecionar representações razoáveis e representativas dos procedimentos reais. Adicionalmente refere-se que durante procedimentos reais, os trabalhadores expostos podem sofrer blindagem por outros trabalhadores que se localizem na trajetória do feixe de raios X, aspeto este que não foi contabilizado durante as simulações.

A utilização de óculos de vidro chumbíneo, particularmente em procedimentos de Dacriocistografia deve ser considerada e recomendada nos protocolos futuros, particularmente ao cirurgião principal, devido a preocupações relativas não só ao alcance dos limites de dose no cristalino destes trabalhadores, mas à possibilidade de desenvolvimento de opacidade do cristalino.

Existiu também uma variação considerável das exposições entre os procedimentos estudados assim como o subtipo destes procedimentos.

Os fatores de correlação calculados no âmbito deste trabalho podem servir de base para estimar a dose efetiva e a dose na pele e cristalino em procedimentos semelhantes aos estudados. Adicionalmente a possibilidade de no futuro criar de algoritmos específicos que tenham em conta o número de cada diferente procedimento realizada por cada trabalhador exposto para uma melhor estimativa da dose acumulada. O cálculo do número máximo de procedimentos, que cada trabalhador exposto poderá realizar até atingir a dose limite, seria um exemplo de implementação deste tipo de algoritmo.

Os resultados deste estudo podem levar também a uma revisão da avaliação de risco atual, no contexto do cumprimento dos limites de doses admissíveis, para a equipa de radiologia de intervenção. Destaca-se a possível subestimação das doses pessoais medidas com apenas um dosímetro por baixo do avental de chumbo, associada ao atual método utilizado pela instituição como base para a avaliação de risco de exposição à radiação nos trabalhadores expostos em procedimentos de radiologia de intervenção.

Complementarmente, recomenda-se a futuros estudos semelhantes que se considere a dose equivalente nas mãos, sugerindo-se o uso de dosímetros de anel, ao longo dos procedimentos utilizando protocolos de baixa dose, e de simulações utilizando leituras dosimétricas diretas pessoais, utilizando leituras por baixo dos aventais.

5 Referências Bibliográficas

Atrial fibrillation medications. (2023, 21 de Dezembro). [www.heart.org.
https://www.heart.org/en/health-topics/atrial-fibrillation/treatment-and-prevention-of-atrial-fibrillation/atrial-fibrillation-medications](https://www.heart.org/en/health-topics/atrial-fibrillation/treatment-and-prevention-of-atrial-fibrillation/atrial-fibrillation-medications)

Balter S. (1999). Radiation safety in the cardiac catheterization laboratory: basic principles. *Catheterization and cardiovascular interventions: official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions*, 47(2), 229–236. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1522-726X\(199906\)47:2<229::AID-CCD23>3.0.CO;2-W](https://doi.org/10.1002/(SICI)1522-726X(199906)47:2<229::AID-CCD23>3.0.CO;2-W)

Benson J. M. (1982). Radiation safety. *The Journal of family practice*, 15(3), 435–439.

Bor, D., Olgar, T., Onal, E., Caglan, A., & Toklu, T. (2009). Assessment of radiation doses to cardiologists during interventional examinations. *Medical physics*, 36(8), 3730–3736. <https://doi.org/10.1118/1.3168971>

Borrego-Soto, G., Ortiz-López, R., & Rojas-Martínez, A. (2015). Ionizing radiation-induced DNA injury and damage detection in patients with breast cancer. *Genetics and molecular biology*, 38(4), 420–432. <https://doi.org/10.1590/S1415-475738420150019>

Byrne, R. A., Stone, G. W., Ormiston, J., & Kastrati, A. (2017). Coronary balloon angioplasty, stents, and scaffolds. *Lancet (London, England)*, 390(10096), 781–792. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(17\)31927-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(17)31927-X)

Cardiac catheterization. (2024, 5 Agosto.). Le Bonheur Children's Hospital. <https://www.lebonheur.org/our-services/heart-institute/Cardiac-Catheterization/>

Carpeggiani, C., Kraft, G., Caramella, D., Semelka, R., & Picano, E. (2012). Radioprotection (un)awareness in cardiologists, and how to improve it. *The international journal of cardiovascular imaging*, 28(6), 1369–1374. <https://doi.org/10.1007/s10554-011-9937-8>

Chen, Y. H., Lu, Z. Y., Xiang, Y., Hou, J. W., Wang, Q., Lin, H., & Li, Y. G. (2017). Cryoablation vs. radiofrequency ablation for treatment of paroxysmal atrial fibrillation: a systematic review and meta-analysis. *Europace : European pacing, arrhythmias, and cardiac electrophysiology : journal of the working groups on cardiac pacing, arrhythmias, and cardiac cellular electrophysiology of the European Society of Cardiology*, 19(5), 784–794. <https://doi.org/10.1093/europace/euw330>

Christodoulou, E. G., Goodsitt, M. M., Larson, S. C., Darner, K. L., Satti, J., & Chan, H. P. (2003). Evaluation of the transmitted exposure through lead equivalent aprons used in a radiology department, including the contribution from backscatter. *Medical physics*, 30(6), 1033–1038. <https://doi.org/10.1118/1.1573207>

Davidson, C. J., & Bonow, R. O. (1997). Cardiac catheterization. *Libby P*, 10, 18.
Decreto-Lei nº 108/2018, alterado pela Declaração de Retificação nº 4/2019, Decreto-Lei nº 81/2022 e pelo Decreto-Lei nº 139-D/2023 - Estabelece o regime jurídico da proteção radiológica, transpondo a Diretiva 2013/59/Euratom (versão consolidada).

Desai DS, Hajouli S. Arrhythmias. [2023, 5 de Junho]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK558923/>

DMC 3000TM Personal Electronic Dosimeter. (2024, 20 de Junho). Mirion. <https://www.mirion.com/products/technologies/health-physics-radiation-safety-instruments/dosimetry-telemetry-systems/electronic-dosimeters/dmc-3000-solutions/dmc-3000-electronic-radiation-dosimeter>

Dolenc, L., Petrinjak, B., Mekiš, N., & Škrk, D. (2022). The impact of body mass index on patient radiation dose in general radiography. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, 42(4), 10.1088/1361-6498/ac9f1f. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/ac9f1f>

Ewing, A. E. (1909). Roentogen ray demonstrations of the lacrimal abscess cavity. *Am. J. Ophthalmol.*, 26, 1-4.

Fallah Mohammadi, G., Vahabi Moghadam, M., & Ghanbar Moghadam, M. (2014). Staff dose assessment from coronary angiography. In *International Journal of Radiation Research*, *International Journal of Radiation Research* (Vols. 1–1, pp. 75–78).

Franken, Y. (2002). Guidance on the use of protective lead aprons in medical radiology protection efficiency and correction factors for personal dosimetry. Proc. 6th European ALARA Network Workshop on Occupational Exposure Optimisation in the Medical Field and Radiopharmaceutical Industry, 23–25 October 2002, Madrid, Spain, pp. 135–139.

Haussen, D. C., Van Der Bom, I. M. J., & Nogueira, R. G. (2015). A prospective case control comparison of the ZeroGravity system versus a standard lead apron as radiation protection strategy in neuroendovascular procedures. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 8(10), 1052–1055. <https://doi.org/10.1136/neurintsurg-2015-012038>

He, Wenjun, "MONTE CARLO MODELING BASED PATIENT DOSE OPTIMIZATION IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY" (2014). *All Dissertations*. 1276. https://open.clemson.edu/all_dissertations/1276

Hertault, A., Bianchini, A., Amiot, S., Chenorhokian, H., Laurent-Daniel, F., Chakfé, N., & Lejay, A. (2020). Editor's Choice - Comprehensive Literature Review of Radiation Levels During Endovascular Aortic Repair in Cathlabs and Operating Theatres. *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 60(3), 374–385. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2020.05.036>

Hwang, J., Lee, S. Y., Chon, M. K., Lee, S. H., Hwang, K. W., Kim, J. S., Park, Y. H., Kim, J. H., & Chun, K. J. (2015). Radiation exposure in coronary angiography: A comparison of cineangiography and fluorography. *Korean Circulation Journal*, 45(6), 451. <https://doi.org/10.4070/kcj.2015.45.6.451>

ICRP. (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3). Interventional Procedures Pergamon, New York, 2000, Vol. 302, pp.7–67.

ICRP. (2000). Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. ICRP Publication 85. Ann. ICRP 30 (2).

ICRP. (2009). Education and training in radiological protection for diagnostic and interventional procedures. ICRP publication 113 Ann. ICRP 39.

ICRP. (2018). Occupational radiological protection in interventional procedures. ICRP Publication 139. Ann. ICRP 47(2).

Individual Exposure and Monitoring in Interventional Radiology and Cardiology. (2023). In *EURADOS Report 2023-02* [Report]. European Radiation Dosimetry e. V. <https://doi.org/10.12768/0yfk-yx46>

Innova IGS 630 for neurointerventional and body imaging procedures. (n.d.). GE HealthCare (United States). <https://www.gehealthcare.com/products/image-guiding-solutions/innova-igs-630>

International Atomic Energy Agency. (2020). Radiation Safety in Well Logging, IAEA Safety Standards Series No. SSG-57, IAEA, Vienna

Järvinen, H., Buls, N., Clerinx, P., Jansen, J., Miljanić, S., Nikodemová, D., Ranogajec-Komor, M., & d'Errico, F. (2008). Overview of double dosimetry procedures for the determination of the effective dose to the interventional radiology staff. *Radiation protection dosimetry*, 129(1-3), 333–339. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn082>

Lakshminarayan, K., Anderson, D. C., Herzog, C. A., & Qureshi, A. I. (2008). Clinical epidemiology of atrial fibrillation and related cerebrovascular events in the United States. *The neurologist*, 14(3), 143–150. <https://doi.org/10.1097/NRL.0b013e31815cffeae>

Lickfett, L., Mahesh, M., Vasamreddy, C., Bradley, D., Jayam, V., Eldadah, Z., Dickfeld, T., Kearney, D., Dalal, D., LüDeritz, B., Berger, R., & Calkins, H. (2004). Radiation exposure during catheter ablation of atrial fibrillation. *Circulation*, 110(19), 3003–3010. <https://doi.org/10.1161/01.cir.0000146952.49223.11>

Magee, J. S., Martin, C. J., Sandblom, V., Carter, M. J., Almén, A., Cederblad, Å., Jonasson, P., & Lundh, C. (2014). Derivation and application of dose reduction factors for protective eyewear worn in interventional radiology and cardiology. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*, 34(4), 811–823. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/34/4/811>

Martin C. J. (2016). EYE LENS DOSIMETRY FOR FLUOROSCOPICALLY GUIDED CLINICAL PROCEDURES: PRACTICAL APPROACHES TO PROTECTION AND DOSE MONITORING. *Radiation protection dosimetry*, 169(1-4), 286–291. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv431>

Marx, M. V., Niklason, L., & Mauger, E. A. (1992). Occupational radiation exposure to interventional radiologists: a prospective study. *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR*, 3(4), 597–606. [https://doi.org/10.1016/s1051-0443\(92\)72903-0](https://doi.org/10.1016/s1051-0443(92)72903-0)

McEwan, A.C., 2000. Assessment of occupational exposure in New Zealand from personal monitoring records. *Rad. Prot. (Australasia)* 17, 60–66.

Morrish, O. W., & Goldstone, K. E. (2008). An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures. *The British journal of radiology*, 81(961), 35–45. <https://doi.org/10.1259/bjr/26551424>

Mujtaba, S. F., Saghir, T., Sial, J. A., & Rizvi, N. H. (2019). Procedural determinants of fluoroscopy time in patients undergoing cardiac catheterization. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 35(1). <https://doi.org/10.12669/pjms.35.1.294>

Nagi, K. S., & Meyer, D. R. (2010). Utilization patterns for diagnostic imaging in the evaluation of epiphora due to lacrimal obstruction: a national survey. *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery*, 26(3), 168–171. <https://doi.org/10.1097/IOP.0b013e3181b8c747>

Norton Healthcare. (2024, January 10). *Heart rhythm problems can get in the way of a full life. Here is what you need to know about the different kinds of catheter ablation | Norton Healthcare.* <https://nortonhealthcare.com/services-and-conditions/heart-and-vascular-care/treatments/catheter-ablation/>

P. Ortiz Lopez, et al.; ICRP, 2018. Occupational radiological protection in interventional procedures. ICRP Publication 139. *Ann. ICRP* 47(2)

Parameswaran, R., Al-Kaisey, A. M., & Kalman, J. M. (2021). Catheter ablation for atrial fibrillation: current indications and evolving technologies. *Nature reviews. Cardiology*, 18(3), 210–225. <https://doi.org/10.1038/s41569-020-00451-x>

Payne M. M. (2001). Charles Theodore Dotter. The father of intervention. *Texas Heart Institute journal*, 28(1), 28–38.

Pekkarinen, A., Lindholm, C., Kortensniemi, M., & Siiskonen, T. (2022). Staff eye lens dose in interventional radiology and cardiology in Finland. *Physica medica: PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, 98, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.04.005>

Rohrschneider W. Vol. 106. In German: Arch f Augenh. (1932). Studies on the formation and the morphology of Rontgen-radiation cataract in humans; pp. 221–54.

Safari, M. J., Wong, J. H. D., Jong, W. L., Thorpe, N., Cutajar, D., Rosenfeld, A., & Ng, K. H. (2017). Influence of exposure and geometric parameters on absorbed doses associated with common neuro-interventional procedures. *Physica Medica*, 35, 66–72. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.02.002>

Sandblom, V., 2012. Evaluation of Eye Lens Doses Received by Medical Staff Working in Interventional Radiology at Sahlgrenska University Hospital. MSc Thesis. Department of Radiation Physics University of Gothenburg, Gothenburg.

Schueler, B. A. (2000). The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents General Overview of Fluoroscopic Imaging. *Radiographics*, 20(4), 1115–1126. <https://doi.org/10.1148/radiographics.20.4.g00jl301115>

Schueler, B. A., Vrieze, T. J., Bjarnason, H., & Stanson, A. W. (2006). An investigation of operator exposure in interventional radiology. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 26(5), 1533–1541. <https://doi.org/10.1148/rq.265055127>

Shankar, S., Padmanabhan, D., Chandrashekharaiyah, A., & Deshpande, S. (2020). Strategies to reduce radiation exposure in electrophysiology and interventional cardiology. *US Cardiology Review*, 13(2), 117–122. <https://doi.org/10.15420/usc.2019.21.2>

Siiskonen, T., Tapiovaara, M., Kosunen, A., Lehtinen, M., & Vartiainen, E. (2007). Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. *The British journal of radiology*, 80(954), 460–468. <https://doi.org/10.1259/bjr/26692771>

Singh, S., Ali, M. J., & Paulsen, F. (2019). Dacryocystography: From theory to current practice. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, 224, 33–40. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2019.03.009>

Smith, M., Thatcher, M. D., Davidovic, F., & Chan, G. (2023). Radiation Safety Education and Practices in Urology: A review. *Journal of Endourology*. <https://doi.org/10.1089/end.2023.0327>

Sprawls, P. (1993) Physical Principles of Medical Imaging. Aspen Publishers. Swiss Ordinance, 2008. Eidgenössisches Departement des Inneren und Eidgenössisches Departement für Umwelt, Verkehr, Energie und Kommunikation: Verordnung über die Personendosimetrie (Dosimetrieverordnung) vom 07.10.1999. SR 814.501.43. Swiss Ordinance, Bern (em alemão).

Thyroid collar - radiation protection. (n.d.). EDM Medical Solutions. <https://us.edm-imaging.com/products/thyroid-collar-radiation-protection>

Valentin J. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. ICRP publication 103. Ann ICRP 2007;37:1-332.

Vanhavere F. et al., (2012). ORAMED: optimisation of radiation protection for medical staff 7th EURADOS Report 2012-02 ISSN 2226-8057, ISBN 978-3-943701-01-2

Vañó, E., Arranz, L., Sastre, J. M., Moro, C., Ledo, A., Gárate, M. T., & Minguez, I. (1998). Dosimetric and radiation protection considerations based on some cases of patient skin injuries in interventional cardiology. *The British journal of radiology*, 71(845), 510–516. <https://doi.org/10.1259/bjr.71.845.9691896>

Vañó, E., Sanchez, R. M., & Fernandez, J. M. (2015). Estimation of staff lens doses during interventional procedures. Comparing cardiology, neuroradiology and interventional radiology. *Radiation protection dosimetry*, 165(1-4), 279–283. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv049>

Virani SS, Alonso A, Benjamin EJ, Bittencourt MS, Callaway CW, Carson AP, Chamberlain AM, Chang AR, Cheng S, Delling FN, et al. (2020). On behalf of the American Heart Association Council on Epidemiology and Prevention Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. Heart disease and stroke statistics—2020 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*. 2020;141:e139–e596. doi: 10.1161/CIR.0000000000000757

Whitby, M., & Martin, C. J. (2003). Radiation doses to the legs of radiologists performing interventional procedures: are they a cause for concern?. *The British journal of radiology*, 76(905), 321–327. <https://doi.org/10.1259/bjr/65778215>

Wilson-Stewart, K. S., Fontanarosa, D., Malacova, E., & Trapp, J. V. (2022). Impact of dose reducing software on patient and staff temple dose during fluoroscopically guided pacemaker insertion, closure devices implantation and coronary angiography procedures. *Physical and engineering sciences in medicine*, 45(2), 589–599. <https://doi.org/10.1007/s13246-022-01126-2>

World Health Organization: WHO. (2024, 7 de Agosto). *The top 10 causes of death*. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>

Yamada, A., Haga, Y., Sota, M., Abe, M., Kaga, Y., Inaba, Y., Suzuki, M., Tada, N., Zuguchi, M., & Chida, K. (2023). Eye Lens Radiation Dose to Nurses during Cardiac Interventional Radiology: An Initial Study. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, 13(18), 3003. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13183003>

Anexo I – Tabelas de registo para recolha de dados

Cateterismos

Data	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (cm)	Parâmetros Fluoro		Fluoro time (min:s)	Total (min:s)	Dose (mGy)	DAP (Gy.cm ²) Total / Record / Fluoro	Angioplastia		Patologia	
				kV	mA					Sim	Não	Coronária Esq.da	Coronária Dir.ta
						:	:		/ /				
						:	:		/ /				
						:	:		/ /				
						:	:		/ /				
						:	:		/ /				

Ablação

Data	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (cm)	Fluoro time (min:s)	Total time (min:s)	Parâmetros Fluoro		Dose (mGy)	DAP (Gy.cm ²) Total / Record / Fluoro	Tipo	
						kV	mA			Radio	Crio
									/ /		
									/ /		
									/ /		
									/ /		
									/ /		
									/ /		
									/ /		

Dacriocistografia

Data	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (cm)	Fluoro time (min:s)	Total time (min:s)	Parâmetros Fluoro		Dose (mGy)	DAP (Gy.cm ²) Total / Record / Fluoro	3DCT	
						kV	mA			Sim	Não
									/ /		
									/ /		
									/ /		
									/ /		
									/ /		
									/ /		
									/ /		

Anexo II – Certificado de calibração Mirion DMC 3000



MIRION
TECHNOLOGIES

Route de la provence
F-13113 LAMANON
tél. 33 (0)4 90 59 59 59
fax 33 (0)4 90 59 55 18

VERIFICATION CERTIFICATE

N° 2401310017

Issued for :

Designation: DOSIMETER Manufacturer : Mirion Technologies Reference quantity : Personal dose equivalent rate Hp(10) and Hp(0,07)(5)

Device checked				Isotope or Energy	Reference value (mSv/h)	Tol (1) (+/- %)	Inc (2) (+/- %)	Before adjustment (as Found)				Verification (as Left)				Without adjustment (3)	Statement	
Type	Serial Nb	Date	Technician					Expected dose (mSv)	K (4)	Read dose (mSv)	R (3)	Expected dose (mSv)	K (4)	Read dose (mSv)	R (3)			
NOM001216 - DMC3K-B AUT RST µSvCs Box	01A2BB2A	19/01/2024	MAM	Hp10	¹³⁷ Cs	17.88	11	6	0.32	172	0.32	1.00	0.39	170	0.40	1.00	With	Compliant
					²⁴¹ Am	21.18	18	8	0.40		0.35	0.89	0.48		0.43	0.89		
					16KeV	0.59	19	9	0.01		0.01	1.04	0.02		0.02	0.94		
					¹³⁷ Cs	18.72	11	6	0.34	172	0.34	1.01	0.41	168	0.41	1.00	With	Compliant
					²⁴¹ Am	22.31	18	8	0.42		0.47	1.13	0.51		0.56	1.10		
				Hp0.07	16KeV	2.23	19	9	0.04		0.04	0.86	0.09		0.08	0.93		

Complementary information :

This certificate contains 1 DOSIMETER(S)

(1) Tolerance : Specification range

(4) Efficiency coefficient (Kp or Ks or Kb or Kn depending on device type)

K_{xx}mul are set to 1 if check with adjustment

(2) Extended uncertainty calculated with K=2

(5) The Hp(0.07) measures are out of Cofrac accreditation, thereof are displayed if Module is connected and authorized

(3) Response (Read dose/Expected dose)

Procédure/Procedure : Gamma : 127023-S Neutron : 133102-D Béta : DOC002725-A

Equipement de référence/Reference equipment : Gamma: 410180 - 410197 Neutron : 134443 - 134712 Béta : 143922

Conditions d'environnement/Environment condition : Température / temperature: 23°C +/-3°C - hygrométrie / hygrometry: Sans objet / Without object

This certificate may not be reproduced other than in full by photographic process.
This document cannot be used as master reference calibration certificate.
This document is carried out in compliance with standard NF X 07-511 defining the verification certificate requirements and traceability to National Measurement Reference Standards.
The issuing of a verification certificate with the "cofrac-Etalonage" logo guarantees the traceability of the calibration results to the units international system of units(SI).
cofrac is signatory of the EA (European co-operation for Accreditation) multilateral agreement and of ILAC (International Laboratory Accreditation Cooperation) recognition of the equivalence of the calibration documents.
The accreditation of the Mirion Technologies laboratory by cofrac (2-1863) is equivalent to accreditation by the NVLAP through the ILAC-MRA.
Mirion Technologies reference radiation quantity is traceable to NIST through CIPM-MRA (for more information see DOC008462).

n° 121878 N

Edition du : 31/01/2024 Page 2 sur 2

Anexo III – Especificações Técnicas Mirion DMC 3000

DMC 3000™ PERSONAL ELECTRONIC DOSIMETER



DOSE RANGE, IEC61526 ED. 3 (DISPLAY & MEASUREMENT)	
Hp(10) γ	Hp(0.07) γ
- Effective range of dose: 0.01 μSv to 100 Sv (0.001 mrem to 10000 rem) - Display resolution: 0.1 μSv to 10 Sv (0.01 mrem to 1000 rem) up to four decimal places - Overload indication: from 10 Sv to > 100 Sv (1000 rem to > 10000 rem)	- Effective range of dose: 0.01 μSv to 100 Sv (0.001 mrem to 10000 rem) - Display resolution: 0.1 μSv to 10 Sv (0.01 mrem to 1000 rem) up to four decimal places - Overload indication: from 10 Sv to > 100 Sv (1000 rem to > 10000 rem)
DOSE RATE RANGE IEC61526 ED. 3 (DISPLAY & MEASUREMENT)	
Hp(10) γ	Hp(0.07) γ
- Effective range of dose rate: 0.05 μSv/h to 20 Sv/h (0.005 mrem/h to 2000 rem/h) - Display resolution: 1 μSv/h to 10.0 Sv/h (0.1 mrem/h to 1000 rem/h) up to three decimal places - Overload indication: from 10 Sv/h to > 50 Sv/h (1000 rem/h to > 5000 rem/h)	- Effective range of dose rate: 0.05 μSv/h to 20 Sv/h (0.005 mrem/h to 2000 rem/h) - Display resolution: 1 μSv/h to 10.0 Sv/h (0.1 mrem/h to 1000 rem/h) up to three decimal places - Overload indication: from 10 Sv/h to > 50 Sv/h (1000 rem/h to > 5000 rem/h)

ON-AXIS ENERGY RESPONSE	
Photon Hp(10) (Ref. ¹³⁷Cs)	Photon Hp(0.07) (Ref. ¹³⁷Cs)
±15% from 15 keV to 1.5 MeV -15% to +20% from 1.5 MeV to 10 MeV	±30% from 20 keV to 1.5 MeV -15% to +20% from 1.5 MeV to 10 MeV
COMBINED ENERGY AND ANGULAR RESPONSE	
Photon Hp(10) (Ref. ¹³⁷Cs)	Photon Hp(0.07) (Ref. ¹³⁷Cs)
-29% to +67% from 16 keV to 10 MeV, 0° to 60°	-29% to 67% from 24 keV to 10 MeV, 0° to 60°
ACCURACY	
Photon Hp(10) (Ref. ¹³⁷Cs)	Photon Hp(0.07) (Ref. ¹³⁷Cs)
±5%	±5%
DOSE RATE LINEARITY	
Photon Hp(10) (Ref. ¹³⁷Cs)	Photon Hp(0.07) (Ref. ¹³⁷Cs)
±10% Between 10 Sv/h (1000 rem/h) and 50 Sv/h (5000 rem/h) cumulative dose	

CHARACTERISTIC FOR PULSED RADIATION		
Characteristic	Rated Range	Relative Response
Medical X-ray, pulse width >1 ms, pulse rate mode		
Max. pulse dose rate	0.05 μSv/h to 5 Sv/h (0.005 mrem/h to 500 rem/h)	±20% for pulse width >1 ms (-40% at 10 Sv/h, (1000 rem/h))

Anexo IV – Especificações Kyoto Kagaku “PBU-50”

Features	1. Radiology absorption and HU number approximate to human body. 2. Main joints have close-to human articulation 3. Phantom can be disassembled into 10 individual parts
Training skills / Applications	Plain X-ray / Basic patient positioning / Basic CT
Set includes	1 whole body phantom / 1 head supporter / 1 flat head screwdriver/ 1 set of samaple X-ray / manual
Height (approx.)	165 cm / 65 in
Packing size (approx.)	W92 x D57 x H38cm, W37 x D23 x H15in / W90 x D63 x H22cm, W36 x D25 x H9in / W89 x D57 x H16cm, W35 x D23 x H6in
Weight (approx.)	50 kg / 110 lb
Packing weight (approx.)	80 kg / 176 lb
Materials	Soft tissue: urethane based resin (density: 1.06) Synthetic bone: epoxy resin (density: 1.31) Skull: epoxy resin (density:1.11) *Phantom has no metal parts or liquid structure