



Mariana Isabel Seita Baptista

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

**Avaliação da exposição à radiação
ionizante de profissionais e pacientes em
procedimentos de Cardiologia de
Intervenção**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Engenheira Gabriela Cardoso; Hospital
Garcia de Orta, EPE

Co-orientador: Professor Doutor Mário Forjaz Secca;
Faculdade de Ciências e Tecnologia

Presidente: Prof. Doutora Maria Adelaide Almeida Pedro de Jesus

Arguente: Prof. Doutora Susana Evaristo Oliveira Branco Silva

Vogais: Engenheira Ana Gabriela dos Santos Coelho Cardoso

Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro de 2011

Avaliação da exposição à radiação ionizante de profissionais e pacientes em procedimentos de Cardiologia de Intervenção

Copyright©2011 - Todos os direitos reservados. Mariana Isabel Seita Baptista. Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Agradecimentos

Os meus mais sinceros agradecimentos,

À Eng.^a Gabriela Cardoso por todo o apoio, orientação e conhecimentos que me transmitiu ao longo do estágio que realizei no Hospital Garcia de Orta. A constante ajuda e troca de ideias que proporcionou foram fundamentais para o desenvolvimento desta tese.

Ao Professor Mário Secca pela ajuda prestada e pela motivação transmitida ao longo dos anos do curso.

Aos profissionais do Serviço de Medicina Nuclear, que tão bem me acolheram nas suas instalações durante a realização do estágio, especialmente à Dr.^a Ana Isabel, que para além de me possibilitar a estadia no Serviço, proporcionou uma visita ao Serviço de Cardiologia do Hospital da Luz.

Aos profissionais do Serviço de Hemodinâmica pela disponibilidade e participação activa que tiveram no decorrer do presente trabalho, em especial ao Dr. Hélder Pereira que tornou possível a realização do mesmo.

À Dr.^a Ana Prata, à Dr.^a Susana Carmona, ao Dr. Joaquim Santos e ao Dr. Hugo Vinhas pela disponibilidade em esclarecerem as dúvidas relativamente a determinadas questões clínicas, que muitas vezes foram surgindo no decorrer do estágio.

Aos restantes profissionais de saúde que participam nos procedimentos de Cardiologia de Intervenção (enfermeiros e técnicos de radiologia) que sempre se mostraram disponíveis quando os seus esclarecimentos foram solicitados.

A todos os meus colegas de curso, pela ajuda prestada nos momentos difíceis e por todos os bons momentos que partilhámos ao longo do percurso académico.

A todos os meus amigos por fazerem parte da minha vida e por todo o incentivo e força que me deram nesta fase.

E sobretudo aos meus pais, pela paciência, compreensão e apoio incondicional, que me ofereceram não só durante esta etapa, mas que sempre me deram ao longo da vida. Obrigado pelas oportunidades que sempre me proporcionaram e por me ensinarem a lutar por aquilo em que acredito.

Resumo

A Cardiologia de Intervenção é uma área da medicina, na qual a execução de procedimentos diagnósticos e terapêuticos implica a utilização de fluoroscopia para obtenção de imagens clínicas. Devido à sua complexidade, estes exames envolvem a aquisição de um elevado número de imagens, resultando em longos períodos de exposição aos raios X e altas taxas de dose de radiação ionizante. Justifica-se assim que seja atribuída particular atenção para com as medidas de exposição à radiação e protecção radiológica dos profissionais de saúde e dos pacientes envolvidos nestas intervenções.

Este trabalho tem como objectivo avaliar não só as doses ocupacionais dos profissionais expostos durante a execução dos procedimentos de Cardiologia de Intervenção, mas também as doses de radiação recebidas pelos pacientes.

Para determinar a dose efectiva e as doses equivalentes recebidas pelos profissionais nas extremidades e no cristalino, utilizaram-se dosímetros termoluminescentes. Os valores de dose dos pacientes foram obtidos a partir da análise dos protocolos do respectivo exame.

Para os profissionais, verificou-se que as doses recebidas, embora se encontrem abaixo dos limites estipulados na legislação nacional, são relativamente elevadas. Tal poderá dever-se à necessidade que estes profissionais têm, durante a execução dos procedimentos, em se posicionarem próximo da fonte de radiação e do paciente, sendo estes últimos os responsáveis pelo campo de radiação dispersa a que os profissionais estão sujeitos.

Nos pacientes, as doses determinadas para os procedimentos de diagnóstico são semelhantes aos resultados publicados na literatura pesquisada. No entanto, as doses relativas aos procedimentos terapêuticos revelaram-se superiores aos da literatura revista.

Conclui-se que os procedimentos de Cardiologia de Intervenção devem ser sujeitos a monitorização e optimização constantes. Assim, todas as acções que sejam tomadas para diminuir a dose no paciente também permitem minimizar a dose ocupacional do profissional, devendo igualmente este adoptar medidas de protecção radiológica no decorrer das intervenções.

Palavras-Chave: Cardiologia de Intervenção; Protecção Radiológica; Dose Efectiva; Produto Dose-Área.

Abstract

Interventional Cardiology is a field of medicine which uses fluoroscopy to perform diagnostic and therapeutic procedures to obtain clinical images. Due to its complexity, these examinations, presents long exposure times to x-rays, high ionizing radiation dose rates and acquisition of a large number of images. Thereby, it is appropriate give special attention to measures of radiation exposure and radiological protection of health professionals and patients involved in these interventions.

The aim of this study is to assess not only the occupational doses of the staff who perform interventional cardiology procedures, but also the radiation doses received by patients.

To evaluate effective dose and equivalent dose received by the professionals at extremities and eyes level, termoluminescentes dosimeters were used. On the other hand, the dose values received by patients were obtained through the analysis of patient examination protocols.

The present study demonstrates that personal doses observed in staff are below the established annual limits for exposed professionals by national legislation, but are considerably high. This may be due to the need of the staff operate near the x-ray tube and near patient, who is responsible for the non uniformly scattered radiation field, during the interventions.

For patients, the doses achieved for diagnostic procedures are similar to the results published in the literature. However, doses observed for therapeutic procedures proved to be superior to the values found in literature reviewed.

In conclusion, interventional cardiology procedures should be subject of constants optimization and monitoring. Thus, all actions that are taken to decrease the patient dose also allow to minimize the occupational dose of the staff, who should also adopt protective measures during the procedures.

Keywords: Interventional Cardiology; Radiological Protection; Effective Dose; Dose-Area Product.

Índice

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
Índice de Figuras	xv
Índice de Tabelas	xvii
Índice de Gráficos	xix
Lista de Abreviaturas	xxi
1. Introdução	1
2. Cardiologia de Intervenção (CI)	3
2.1. Visão global da CI na Europa e em Portugal	4
2.2. Procedimentos Realizados em CI	5
2.2.1 Procedimentos de Diagnóstico.....	7
2.2.2 Procedimentos de Intervenção Terapêutica.....	7
2.3. Equipamento Médico utilizado em CI.....	8
2.3.1 Fontes de Radiação de um Equipamento de Fluoroscopia	9
2.3.2 Componentes dos Equipamentos de Fluoroscopia usados em CI	10
2.3.2.1. Gerador.....	10
2.3.2.2. Tubo de Raios X	10
2.3.2.3. Colimação.....	11
2.3.2.4. Filtros	11
2.3.2.5. Receptores de Imagem	12
2.3.3 Características Típicas dos Equipamentos de Fluoroscopia de CI	13
2.3.3.1. Modos de Operação	13
2.3.3.2. Tipos de Emissão: Emissão Contínua e Fluoroscopia Pulsada.....	14
2.3.3.3. Magnificação.....	14
3. Protecção Radiológica	15
3.1. Grandezas Físicas.....	16
3.1.1 Fluência	16
3.1.2 Kerma	16
3.1.3 Dose Absorvida	17
3.2. Grandezas de Protecção.....	17
3.2.1 Dose Equivalente	17
3.2.2 Dose Eficaz	18
3.3. Grandezas Operacionais.....	19
3.3.1 Grandezas operacionais para monitorização individual.....	20
3.3.2 Grandezas operacionais para monitorização de área	20
3.4. Grandezas e Parâmetros de dose relevantes para a CI.....	21

3.4.1.	Produto Dose-Área.....	21
3.4.2.	Dose na Pele e Pico de Dose na Pele	22
3.4.3.	Dose de Referência.....	23
3.4.4.	Tempo de Fluoroscopia.....	23
3.5.	Princípios da Protecção Radiológica.....	24
3.6.	Protecção Radiológica em Portugal	25
3.7.	Protecção Radiológica Ocupacional dos Profissionais em CI	27
3.7.1.	Factores que influenciam a dose recebida pelos profissionais.....	27
3.8.	Protecção Radiológica dos Pacientes em CI	32
3.8.1.	Factores que influenciam a dose recebida pelos pacientes	32
4.	Efeitos Biológicos da Radiação.....	35
4.1.	Efeitos Determinísticos e Efeitos Estocásticos	36
4.2.	Riscos da radiação relacionados com a CI	37
4.2.1.	Riscos da radiação para os profissionais de CI	37
4.2.2.	Riscos da radiação para os pacientes	38
5.	Materiais e Métodos	41
5.1.	Tema A - Dosimetria de profissionais envolvidos em procedimentos de CI.....	41
5.1.1.	Dosimetria de Termoluminescência (TLD).....	41
5.1.2.	Posicionamento dos profissionais na Sala de Angiografia	42
5.1.3.	Medidas de controlo da exposição ocupacional às radiações ionizantes adoptadas pelos profissionais envolvidos em procedimentos de CI	43
5.1.4.	Avaliação Retrospectiva dos equivalentes de dose individual entre 2005-2009.....	44
5.1.5.	Estudo dosimétrico dos procedimentos de CI realizados entre Maio e Junho de 2011 para os profissionais do Serviço de Hemodinâmica.	44
5.1.5.1.	Equipamento de fluoroscopia existente na Sala de Angiografia.....	45
5.1.5.2.	Informação do Protocolo de Exame do Paciente	45
5.1.5.3.	Monitorização individual proposta para Maio e Junho de 2011	48
5.1.5.4.	Determinação da dose efectiva	49
5.1.5.5.	Determinação da dose equivalente no cristalino.....	50
5.1.5.6.	Determinação da dose equivalente nas extremidades	50
5.1.5.7.	Medidas adoptadas pelos profissionais durante a monitorização individual realizada em Maio e Junho de 2011:	51
5.2.	Tema B - Dosimetria de pacientes sujeitos a procedimentos de CI	51
5.2.1.	Dosimetria para optimização, controlo e garantia de qualidade	52
5.2.2.	Dosimetria para avaliação do risco estocástico	52
5.2.3.	Dosimetria para avaliação de efeitos determinísticos.....	53
6.	Apresentação, Análise e Discussão de Resultados	55
6.1.	Tema A - Dosimetria de Profissionais envolvidos em procedimentos de CI	55
6.1.1.	Avaliação Retrospectiva dos equivalentes de dose individual entre 2005-2009.....	55
6.1.2.	Determinação da dose efectiva dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica – Maio e Junho de 2011.....	59
6.1.3.	Determinação da dose equivalente no cristalino dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica – Maio e Junho de 2011.....	65
6.1.4.	Determinação da dose equivalente nas extremidades dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica – Maio e Junho de 2011.....	68

6.1.5. Monitorização individual que poderá ser aplicada	71
6.2. Tema B - Dosimetria de Pacientes sujeitos a procedimentos de CI	72
6.2.1. Dosimetria para optimização, controlo e garantia de qualidade	72
6.2.2. Dosimetria para avaliação do risco estocástico	79
6.2.3. Dosimetria para avaliação de efeitos determinísticos	80
7. Conclusão	85
Bibliografia	89
Anexos	93
Anexo A – Apresentações realizadas e assistidas	93
Anexo B – 1º Inquérito	97
Anexo C – 2º Inquérito	99

Índice de Figuras

Fig. 2.1- Esquema do coração e da formação de um ateroma numa das artérias coronárias. Adaptado de (16).....	6
Fig. 2.2- Esquema da realização de uma coronariografia. Adaptado de (16).	7
Fig. 2.3 - Representação esquemática de um equipamento fluoroscópico biplanar. Adaptado de (18).....	8
Fig. 2.4 - Planos geométricos usados em CI: projecções caudal e cranial no plano sagital e projecções oblíqua anterior direita (RAO) e oblíqua anterior esquerda (LAO) no plano transversal, de acordo com (3).	9
Fig. 2.5 - Tipos de radiação emitidos por um equipamento de radiodiagnóstico: radiação directa, radiação dispersa e radiação de fuga. Adaptado de (19).	10
Fig. 2.6 - Exemplo de um espectro de energia dos fótons de raios X: a parte contínua do espectro deve-se à radiação de bremsstrahlung e a parte discreta do espectro (riscas) deve-se à radiação característica da camada K dos átomos do material do alvo. Adaptado de (22).	11
Fig. 2.7- Efeito da utilização dos dois tipos de filtração (inerente e adicional) no espectro energético dos raios X. Adaptado de (22).....	12
Fig. 2.8- Comparação entre duas imagens estáticas do mesmo paciente para a mesma projecção: imagem A foi obtida com uma taxa de dose de fluoroscopia e a imagem B com uma taxa de dose de aquisição. O ruído da imagem A deve-se à utilização de uma menor taxa de dose. Adaptado de (7).....	13
Fig. 2.9 - Diferentes taxas de pulso de fluoroscopia: os blocos coloridos correspondem ao intervalo de tempo durante o qual está a ser emitida radiação. Adaptado de (24).	14
Fig. 3.1- Representação esquemática da relação existente entre as diferentes grandezas dosimétricas: grandezas físicas, grandezas de protecção e grandezas operacionais. Adaptado de (27).	15
Fig. 3.2- Exemplo da medição do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, à profundidade d , na esfera ICRU de 30cm de diâmetro. Adaptado de (30).....	20
Fig. 3.3 Locais onde se realizam as medições dos parâmetros de dose relevantes para os procedimentos intervencionistas. Adaptado de (31).	21
Fig. 3.4- Relação do DAP com a distância e a dose: o DAP mantém-se contante pois a dose diminui com o aumento da distância mas a área da secção transversa do feixe de radiação aumenta. Adaptado de (3).....	22
Fig. 3.5- Localização do ponto IRP, de acordo com (24).	23
Fig. 3.6- Radiação dispersa gerada por um feixe de raios X (área 11cmX11cm) a 100kV e 1mA: quanto maior é a distância em relação ao paciente, menor é a taxa de dose recebida pelo profissional. Adaptado de (19).	27
Fig. 3.7- Influência da posição do tubo de raios X relativamente à mesa de pacientes. Adaptado de (19).....	28
Fig. 3.8- Exemplo da colocação da protecção de tecto suspensa durante a realização de um procedimento de CI. Adaptado de (18; 19).	29
Fig. 3.9 - Representação da protecção lateral da mesa de pacientes. Adaptado de (18; 19).	29
Fig. 3.10- Exemplo de um avental plumbífero (A) e da configuração colete/saia (B) utilizados pelos profissionais que realizam procedimentos intervencionistas. Adaptado de (19). ..	30
Fig. 3.11- Exemplos de EPI's: A- Colar protector de tiróide usado no pescoço pelos profissionais; B- Luvas cirúrgicas plumbíferas usadas pelos operadores nos procedimentos intervencionistas. Adaptado de (19).....	30

Fig. 3.12- Exemplo de óculos plumbíferos: com protecção lateral (A) e sem protecção lateral (B). Adaptado de (42).	31
Fig. 3.13- Zona de posicionamento das mãos dos operadores no acesso radial e femoral. Adaptado de (45).	31
Fig. 3.14- Distância receptor de imagem-paciente: ao se minimizar a distância existente entre o receptor de imagem e o paciente, a dose de entrada diminui. Adaptado de (47).	32
Fig. 3.15- Diferentes diâmetros h para o paciente: h1 na projecção PA, h2 na projecção oblíqua e h3 na projecção lateral. Adaptado de (47).	33
Fig. 3.16- Exemplo de diferentes taxas de aquisição de imagens: deve-se utilizar a fluoroscopia pulsada com a taxa de aquisição mais baixa possível que permita obter imagens sem perder a qualidade diagnóstica e prognóstica. Adaptado de (47).	33
Fig. 3.17- Radiação dispersa gerada por dois feixes de raios X, com tamanhos diferentes, a 100kV e 1mA: quanto maior é a área de interacção, maior é a radiação dispersa e portanto maior é a dose recebida pelo profissional e pelo paciente. Adaptado de (19).	34
Fig. 4.1 - Desenvolvimento dos efeitos biológicos da radiação ionizante, produzidos a nível celular. Adaptado de (48).	35
Fig. 4.2- Exemplo de uma catarata subcapsular posterior induzida por radiação, assinalada na figura por 1. Adaptado de (36).	37
Fig. 5.1- Esquema da Sala de Angiografia: na sala de procedimentos, onde é realizado o exame de CI encontra-se o médico cardiologista (1º operador), um técnico de cardiopneumologia (2ºoperador), um enfermeiro e um segundo técnico de cardiopneumologia; na sala de comandos encontra-se o técnico de radiologia.	43
Fig. 5.2- Exemplo de um protocolo de exame de um paciente sujeito a um procedimento de CI, com toda a informação dosimétrica relativa ao exame.	46
Fig. 5.3- Localização o isocentro e do ponto IRP, a 60cm do foco do tubo de raios X. Adaptado de (18).	47
Fig. 5.4 - Monitorização individual proposta pela ICRP 85 e utilizada neste estudo para avaliar a exposição à radiação ionizante a que os profissionais do serviço de Hemodinâmica estiveram sujeitos durante os procedimentos de CI realizados entre Maio e Junho de 2011. Adaptado de (6).	48
Fig. 6.1- Método utilizado para determinar o valor de DAP_T para o qual é determinado um PSD superior a 2Gy.	81

Índice de Tabelas

Tabela 3.1 – Factores de ponderação recomendados pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103 para os diferentes tipos de radiação, de acordo com (25).....	18
Tabela 3.2 - Factores de ponderação recomendados pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103 para os diferentes órgãos ou tecidos biológicos, de acordo com (25).....	19
Tabela 3.3- Limites de dose estipulados pela legislação nacional para a exposição ocupacional e dos membros do público, de acordo com (39).	26
Tabela 4.1- Limites de dose necessários para que determinado efeito seja observado e o tempo que decorre entre a irradiação e o surgimento da lesão, de acordo com (7).	38
Tabela 5.1- Expressão de alguns dos algoritmos que permitem determinar a dose efectiva. São apresentados os diferentes coeficientes α e β , e é tida em conta a utilização de protector de tiróide por parte do profissional.	50
Tabela 5.2 – Diferentes valores de CCD para diferentes procedimentos de CI (CA e PTCA). Adaptado de (55).....	53
Tabela 6.1- Registo detalhado dos procedimentos de Maio e Junho de 2011 para cada cardiologista: nº total de procedimentos com % do acesso arterial prevalente (ac. RD – acesso Radial Direito); nº de CA's, PTCA's e CA's+PTCA's; soma do DAP (DAP_T , em $Gy.cm^2$) usado para cada tipo de intervenção.	59
Tabela 6.2- Registo detalhado dos procedimentos de Maio e Junho de 2011 para os técnicos de cardiopneumologia, relativamente à sua função como segundos operadores: nº total de procedimentos com % do acesso arterial prevalente (ac. RD – acesso Radial Direito); nº de CA's, PTCA's e CA's+PTCA's; soma do DAP (DAP_T , em $Gy.cm^2$) usado para cada tipo de intervenção.	60
Tabela 6.3 - Registo dos equivalentes de dose obtidos a partir dos dosímetros de corpo inteiro utilizados durante a monitorização realizada no mês de Maio de 2011. Os valores de $H_p(d)$ do técnico C incluem os procedimentos de cateterismo direito e implantação de pacemakers.	61
Tabela 6.4- Registo dos equivalentes de dose obtidos a partir dos dosímetros de corpo inteiro utilizados durante a monitorização realizada no mês de Junho de 2011. Os valores de $H_p(d)$ do técnico C incluem os procedimentos de cateterismo direito.	62
Tabela 6.5- Registo dos resultados obtidos para E no mês de Maio, a partir dos algoritmos NCRP 122, Niklason e Boetticher (ICRP 103).	64
Tabela 6.6- Registo dos resultados obtidos para E no mês de Junho, a partir dos algoritmos NCRP 122, Niklason e Boetticher (ICRP 103).	65
Tabela 6.7 - Registo dos resultados obtidos para a dose equivalente no cristalino ($H_{T(cristalino)}$, em mSv), através da expressão $H_{T(cristalino)}=0.75 \times H_p(0.07)_{(tiróide)}$, para Maio e Junho de 2011.....	66
Tabela 6.8- Registo dos resultados obtidos através do dosímetro de anel para o equivalente de dose nas extremidades para Maio e Junho de 2011.	69
Tabela 6.9- Doses propostas por C. J. Martin para orientação sobre a aplicação de medidas de protecção e monitorização, de acordo com(45).	71
Tabela 6.10- Informação dosimétrica dos procedimentos realizados em Maio e Junho de 2011, tendo em conta o sexo dos pacientes.....	73
Tabela 6.11 – Resultados determinados para a análise estatística dos valores de DAP obtidos para cada tipo de procedimento, realizada através do programa SPSS Statistics 17.0....	74
Tabela 6.12- Comparação dos resultados obtidos no presente estudo com os valores obtidos em estudos anteriormente publicados.....	75

Tabela 6.13- Resultados determinados para a análise estatística dos valores do tempo de fluoroscopia obtidos para cada tipo de procedimento, realizada através do programa SPSS Statistics 17.0.	76
Tabela 6.14- Registo do tempo de fluoroscopia médio (em minutos) e tempo total de exame médio (em minutos) para cada tipo de procedimento.	77
Tabela 6.15- Cálculo de E (mSv) para CA e para PTCA a partir da utilização dos CCD propostos pelo NRPB.	79
Tabela 6.16- Valores de dose efectiva publicados para a CA e PTCA.	80
Tabela 6.17- Resultados determinados para a análise estatística dos valores de PSD, obtidos a partir da equação 5.4, realizada através do programa SPSS Statistics 17.0.	80
Tabela 6.18- Resultados determinados para a análise estatística dos valores de PSD, obtidos a partir da equação 5.5, realizada através do programa SPSS Statistics 17.0.	81

Índice de Gráficos

Gráfico 2.1- Número de procedimentos de CI (CA e PTCA) realizados na Europa entre 1992 e 2004. Adaptado de (3).....	4
Gráfico 2.2- Número de procedimentos em Portugal de CA, entre 1992-2010, e de PTCA, entre 2002-2010. Adaptado de (12; 13).....	5
Gráfico 5.1- Distribuição dos pesos dos pacientes que realizaram procedimentos de CI entre Maio e Junho de 2011.....	53
Gráfico 6.1- Valores médios anuais de Hp(0,07) para as diferentes categoriais profissionais envolvidas nos exames de CI: cardiologistas, técnicos de cardiopneumologia, enfermeiros e técnicos de radiologia.	55
Gráfico 6.2- Valores médios anuais de Hp(10) para as diferentes categoriais profissionais envolvidas nos exames de CI: cardiologistas, técnicos de cardiopneumologia, enfermeiros e técnicos de radiologia.....	56
Gráfico 6.3 - Valores médios de Hp(10), para o período dos cinco anos do estudo retrospectivo, e para cada grupo profissional.	57
Gráfico 6.4- Frequência da utilização do dosímetro por todos os profissionais que intervêm nos procedimentos de CI: médicos, técnicos de cardiopneumologia, técnicos de radiologia e enfermeiros.....	58
Gráfico 6.5- Gráfico da frequência da utilização do dosímetro pelos cardiologistas.	58
Gráfico 6.6- Frequência da utilização do dosímetro pessoal (por baixo do EPI, na zona pré-cordial) e do dosímetro adicional (por cima do EPI, ao nível do protector de tiróide), pelos profissionais do Serviço de Hemodinâmica, durante o mês de Maio (A) e Junho (B).....	63
Gráfico 6.7- Gráfico relativo ao uso de óculos plumbíferos pelos profissionais do serviço de Hemodinâmica.....	66
Gráfico 6.8- Extrapolação para a dose equivalente anual recebida pelos profissionais a nível do cristalino.....	67
Gráfico 6.9- Extrapolação para a dose equivalente anual recebida pelos profissionais a nível do das extremidades (mãos).	70
Gráfico 6.10- Distribuição dos pacientes que foram sujeitos a procedimentos de CI entre Maio e Junho de 2011, de acordo com o sexo (número total de pacientes=211).	72
Gráfico 6.11- Distribuição das idades dos pacientes que foram submetidos a procedimentos de CI entre Maio e Junho de 2011 (número total de pacientes=211).	73
Gráfico 6.12- Contribuição relativa (em %) do valor médio de $DAP_{\text{fluoroscopia}}$ (DAP_f) e do valor médio de DAP_{cine} (DAP_c) para o $(DAP_T)_{\text{médio}}$	76
Gráfico 6.13- Correlação entre o tempo de fluoroscopia (min) e o DAP_T ($Gy.cm^2$) para a CA, com a respectiva regressão linear ($r=0,721$; $p<0,01$; 105 procedimentos)	78
Gráfico 6.14- Correlação entre o tempo de fluoroscopia (min) e o DAP_T ($Gy.cm^2$) para a PTCA, com a respectiva regressão linear ($r=0,936$; $p<0,01$; 16 procedimentos).	78
Gráfico 6.15- Correlação entre o tempo de fluoroscopia (min) e o DAP_T ($Gy.cm^2$) para os procedimentos combinados (CA+PTCA), com a respectiva regressão linear ($r=0,826$; $p<0,01$; 90 procedimentos).	79
Gráfico 6.16- Correlação entre DAP_T ($Gy.cm^2$) e wfp (Kg.min) para CA ($r=0,823$; $p<0,01$; 105 procedimentos;).	82
Gráfico 6.17- Correlação entre DAP_T ($Gy.cm^2$) e wfp (Kg.min) para PTCA ($r=0,966$; $p<0,01$; 16 procedimentos).	83
Gráfico 6.18- Correlação entre DAP_T ($Gy.cm^2$) e wfp (Kg.min) para CA seguida de PTCA ($r=0,888$; $p<0,01$; 84 procedimentos).	83

Lista de Abreviaturas

ADC - Conversão Analógica para Digital; Do Inglês: Analog-to-Digital Conversion
ALARA - As Low As Reasonable Achievable
CA - Angiografia Coronária; Do Inglês: Coronary Angiography
CAU - Caudal
CCD - Coeficientes de Conversão de Dose
CI - Cardiologia de Intervenção
CRA - Cranial
DAP - Produto Dose-Área; Do Inglês: Dose-Area Product
DCV - Doenças Cardiovasculares
DGS - Direcção-Geral de Saúde
EPI - Equipamentos de Protecção Individual
FDA - Food and Drug Administration
FSD - distância foco-pele; Do Inglês: Focus-Skin Distance
ICRP - International Commission on Radiological Protection
ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements
IRP - Ponto de Referência de Intervenção; Do Inglês: Interventional Reference Point
ITN - Instituto Tecnológico e Nuclear
KAP - Produto Kerma-Área; Do Inglês: Kerma- Area Product
kerma - energia libertada por unidade de massa; Do Inglês: kinetic energy released to matter per unit mass
 K_{ar} - kerma no ar acumulado
LAO - Oblíqua Anterior esquerda; Do Inglês: Left Anterior Oblique
LAT - Lateral
NCRP - National Council on Radiation Protection & Measurements
NRD - Níveis de Referência de Diagnóstico
NRPB - National Radiological Protection Board
PA - Posterior-Anterior
PSD - Pico de Dose na Pele; Do Inglês: Peak Skin Dose
PTCA - Angioplastia Coronária Transluminal Percutânea; Do Inglês: Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty
RAO - Oblíqua Anterior Direita; Do Inglês: Right Anterior Oblique
RI - Radiologia de Intervenção
SEC - Sociedade Europeia de Cardiologia
SERCI - Sociedade Europeia de Radiologia e Cardiologia de Intervenção
SRI - Sociedade de Radiologia de Intervenção
TC - Tomografia Computorizada
TFT - Transistor de Película Fina; Do Inglês: Thin Film Transistors

TLD - Termoluminescência

wfp - produto peso-tempo de fluoroscopia; Do Inglês: weight–fluoroscopic time product

UE - União Europeia

1. Introdução

A descoberta dos raios X por W.C. Röntgen revolucionou a área da medicina ao permitir a visualização de estruturas anatómicas internas do corpo humano. A utilização dos raios X passou, desde então, a desempenhar um papel fundamental no diagnóstico e tratamento de diversas patologias (1).

Os sistemas de imagem médica, que permitem gerar imagens a partir dos raios X, evoluíram de simples unidades usadas para observar determinadas estruturas internas, para aparelhos que possibilitam a visualização de todo o corpo e obter informação anatómica e funcional sobre órgãos específicos. As imagens produzidas pelos raios X são obtidas através de diversas técnicas, como a radiografia convencional, tomografia computadorizada (TC) e a fluoroscopia (1).

A Radiologia de Intervenção (RI) é uma especialidade médica que utiliza a fluoroscopia para a execução de procedimentos minimamente invasivos de diagnóstico ou terapêuticos, guiados por imagem (2). Uma das sub-especialidades da RI é a Cardiologia de Intervenção (CI), que procura diagnosticar e tratar lesões existentes nas artérias coronárias através da orientação fornecida pelas imagens de fluoroscopia (3).

Este tipo de procedimentos invasivos têm vindo a registar um crescimento acentuado nos últimos anos, o que é motivo de grande preocupação, na medida em que se tem verificado um aumento da exposição à radiação ionizante, não só dos pacientes mas também dos profissionais de saúde envolvidos nestes exames médicos (4; 5).

A complexidade dos procedimentos de intervenção e os longos tempos de exposição por fluoroscopia que consequentemente são utilizados na realização dos mesmos, podem resultar em elevadas doses de radiação, pelo que é necessário otimizar estes procedimentos para reduzir a exposição desnecessária dos profissionais e dos pacientes, sem comprometer a qualidade clínica da imagem (1).

O objectivo principal deste trabalho consiste em avaliar as doses individuais dos profissionais expostos durante a execução de procedimentos de CI e as doses recebidas pelos pacientes que são submetidos a este tipo de intervenções.

Para além deste capítulo introdutório, a tese é constituída por mais seis capítulos.

No capítulo 2 são apresentados os tipos de procedimentos que são realizados em CI e quais as características dos equipamentos médicos utilizados nestes exames.

O capítulo 3 refere-se à definição das grandezas dosimétricas usadas em protecção radiológica, sendo também explicitados os parâmetros de dose relevantes em CI. Neste capítulo são também abordados os factores que influenciam as doses de radiação recebidas pelos profissionais expostos e pelos pacientes.

Por sua vez, no capítulo 4 são apresentados os efeitos biológicos da radiação ionizante tanto para os profissionais de saúde como para os pacientes.

O capítulo 5 refere-se aos materiais e metodologias seguidas no desenvolvimento do presente trabalho, enquanto o capítulo 6 incide na análise e discussão dos resultados obtidos, encontrando-se no capítulo 7 as conclusões alcançadas com a realização desta tese.

Para além do trabalho efectuado no decorrer do estágio, foram desenvolvidas outras actividades cuja descrição encontram-se no Anexo A.

O estágio realizado no âmbito da presente dissertação de mestrado foi desenvolvido no Hospital Garcia de Orta, EPE. Este hospital foi inaugurado em 1991 e localiza-se na freguesia do Pragal, no concelho de Almada.

Foi classificado como hospital central pela portaria nº281/2005, de 17 de Março, possuindo cerca de 40 Serviços Clínicos e 15 Serviços Não Clínicos.

O Serviço de Cardiologia é formado por uma equipa de profissionais especializados que engloba médicos, enfermeiros e técnicos de cardiopneumologia. O director de Serviço é o Dr. Hélder Pereira, médico especialista em Cardiologia e responsável pela Cardiologia de Intervenção.

O piso de internamento deste Serviço é constituído por duas áreas:

- Enfermaria – que recebe maioritariamente doentes do Serviço de Urgência e da Unidade de Cuidados Coronários. Esta zona dispõe de dezanove camas e um gabinete de enfermagem.

- Unidade de Cuidados Coronários – que recebe essencialmente doentes vindos do Serviço de Urgência. Os doentes internados nesta unidade, depois de estabilizados, são transferidos para a enfermaria. Esta área é composta por seis camas e um balcão de enfermagem.

No piso de internamento existe também uma sala de ecocardiografia, um laboratório de pacing e electrofisiologia (implantação de pacemakers e estudos electrofisiológicos), o gabinete do Director de Serviço, um gabinete de consulta, uma biblioteca/sala de reuniões e um gabinete de secretariado.

O Serviço de Cardiologia apresenta ainda outras valências que funcionam noutros pisos do hospital. Na área da Consulta Externa dispõe de gabinetes médicos para consulta de Cardiologia e na área de Exames Especiais existe uma sala para a realização de provas de esforço. Por sua vez, na área do Serviço de Imagiologia dispõe de uma Sala de Angiografia, onde são efectuados os procedimentos de Cardiologia de Intervenção, partilhada com o Serviço de Imagiologia e também utilizada pelos Serviços de Neurroradiologia, Cirurgia Vasculiar, entre outros.

2. Cardiologia de Intervenção (CI)

Na área da medicina, existe um grande número de procedimentos invasivos que justificam que seja atribuída particular atenção para com as medidas de exposição à radiação e protecção radiológica dos profissionais de saúde e dos pacientes.

Nos últimos anos, os avanços tecnológicos que ocorreram a nível da imagem médica permitiram o desenvolvimento de sistemas de fluoroscopia, cuja imagem fornecida é utilizada para orientar a execução de intervenções diagnósticas e terapêuticas.

A fluoroscopia é uma das diversas técnicas que permite obter imagens médicas a partir dos raios X. Este procedimento permite visualizar estruturas anatómicas em tempo real, sendo uma técnica de imagem a duas dimensões, tal como a radiografia convencional, mas que utiliza um receptor de imagem, ao qual está acoplado um monitor onde são exibidas as imagens produzidas (1).

A RI é uma especialidade médica que utiliza a fluoroscopia em procedimentos diagnósticos ou terapêuticos, guiados por acesso percutâneo, ou outro, normalmente realizados sob anestesia local e/ou sedação. Nestes exames, dispositivos médicos de pequenas dimensões, como os cateteres, são guiados até ao local da lesão através de imagens fluoroscópicas, que permitem monitorizar o procedimento, controlar e documentar a terapia (6).

A RI abrange uma vasta gama de sub-especialidades médicas. Uma delas é a CI que permite realizar procedimentos cardíacos complexos de forma minimamente invasiva, ao necessitar de uma pequena incisão para a entrada do cateter num vaso sanguíneo periférico do braço ou da coxa. Através do cateter é injectado no interior do vaso um contraste que o torna opaco aos raios X, tornando-se assim possível a visualização das artérias que irrigam o coração (7).

À semelhança do que ocorre em termos gerais na RI, também na CI são realizados procedimentos de diagnóstico, como é o caso da coronariografia ou angiografia coronária (coronary angiography - CA) e procedimentos de intervenção, como a angioplastia coronária transluminal percutânea (percutaneous transluminal coronary angioplasty - PTCA).

O aumento global do número de procedimentos na área da CI que se tem vindo a registar é consequência das diversas vantagens apresentadas por esta técnica. A capacidade de se realizarem procedimentos complexos com cortes cirúrgicos de pequena extensão e reduzida probabilidade de infecções, associado ao carácter não invasivo das intervenções efectuadas, conduzem a um rápido restabelecimento dos pacientes, com redução do seu tempo de internamento. Estes factores contribuem para uma diminuição dos riscos a que os

pacientes estão sujeitos durante o tratamento de lesões cardiovasculares, além de permitirem a redução dos custos hospitalares. Assim, a CI tornou-se bastante mais atractiva e popular que as cirurgias cardíacas tradicionais (3; 8; 9).

No entanto, deverá ser dada particular atenção aos exames de CI pois são considerados procedimentos que envolvem elevadas doses de radiação tanto para os pacientes, como para os profissionais, devido aos longos períodos de exposição aos raios X, às altas taxas de dose e ao elevado número de imagens que são necessárias adquirir para documentar o procedimento (6; 10). Esta é a principal desvantagem que se encontra associada às intervenções efectuadas em CI.

2.1. Visão global da CI na Europa e em Portugal

Nos últimos 30 anos assistiu-se, um pouco por todo o mundo, a uma grande evolução dos procedimentos de CI, não só a nível do desenvolvimento tecnológico dos equipamentos usados neste tipo de exames, que se traduz na obtenção de imagens com melhor qualidade diagnóstica/prognóstica utilizando menor dose de radiação, mas também em termos do número total de exames efectuados (11).

A Sociedade Europeia de Cardiologia (SEC), numa publicação de 1999 relativa às práticas de CI, revelou que na Europa, em 1995, existia uma incidência de 1937 CA por milhão de habitantes. Numa publicação da SEC, do ano de 2004, é referido um número total de 3928 CA por milhão de habitantes, o que corresponde a um aumento de 3,2 vezes, desde 1992. Este aumento significativo do número de procedimentos registado a nível europeu pode ser observado no Gráfico 2.1 (3).

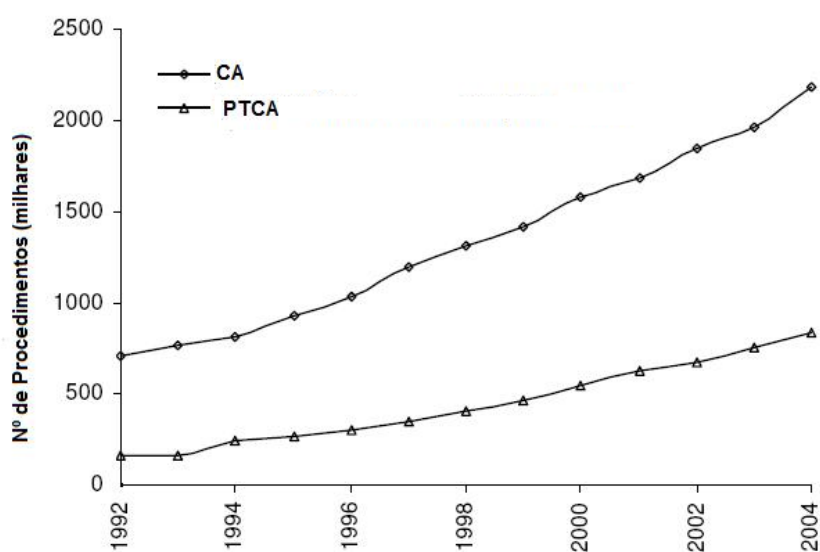


Gráfico 2.1- Número de procedimentos de CI (CA e PTCA) realizados na Europa entre 1992 e 2004. Adaptado de (3).

Em Portugal, as doenças cardiovasculares (DCV), são a principal causa de morte, em ambos os sexos. Desta forma, no âmbito nacional, a CI apresenta-se também como uma área em expansão, pois permite o tratamento de doentes com DCV, contribuindo para que estes tenham uma melhor da qualidade de vida (11). No Gráfico 2.2 visualiza-se a evolução nacional do número de procedimentos de CA e PTCA realizados nos últimos anos.

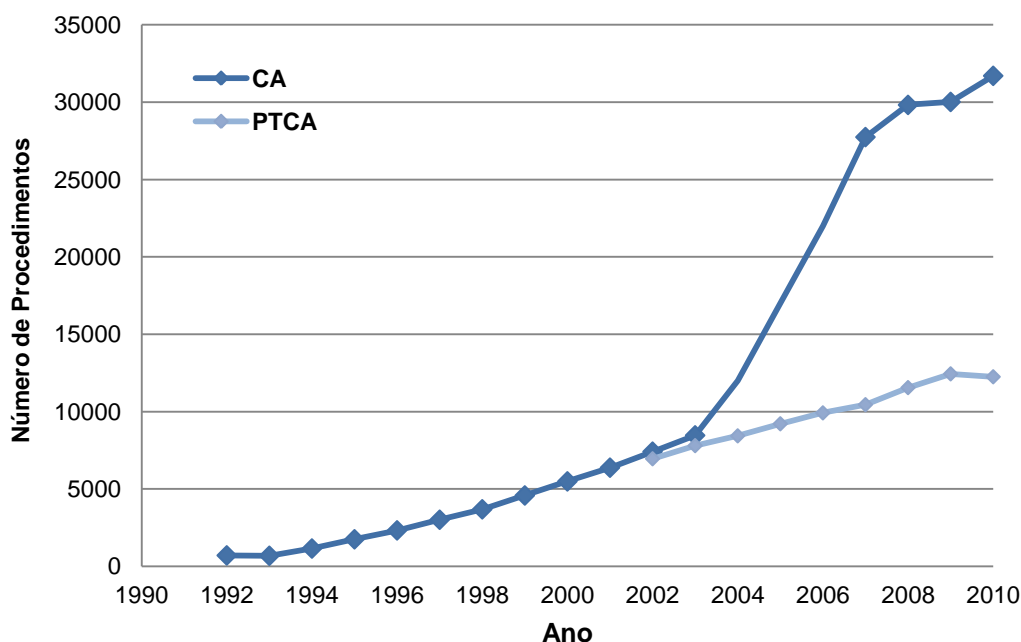


Gráfico 2.2- Número de procedimentos em Portugal de CA, entre 1992-2010, e de PTCA, entre 2002-2010. Adaptado de (12; 13).

2.2. Procedimentos Realizados em CI

Nas sociedades desenvolvidas, as DCV provocam graves incapacidades e maior número de mortes do que qualquer outra doença. Uma forma de DCV constitui a doença coronária. Esta pode manifestar-se sob a forma de angina estável, angina instável, enfarte agudo do miocárdio, arritmias, insuficiência cardíaca e morte súbita (14).

A doença coronária, resulta essencialmente da formação de ateromas no interior das artérias coronárias, como se encontra representado na Fig.2.1. Os ateromas são placas constituídas por lípidos, tecido fibroso (tecido conjuntivo) e células inflamatórias, que ao acumularem-se na parede dos vasos sanguíneos levam à diminuição progressiva do seu diâmetro, podendo causar a obstrução total dos mesmos. A redução ou interrupção do fluxo sanguíneo através das artérias coronárias, pode conduzir a vários níveis de isquemia do miocárdio, comprometendo assim o seu normal funcionamento (14; 15).

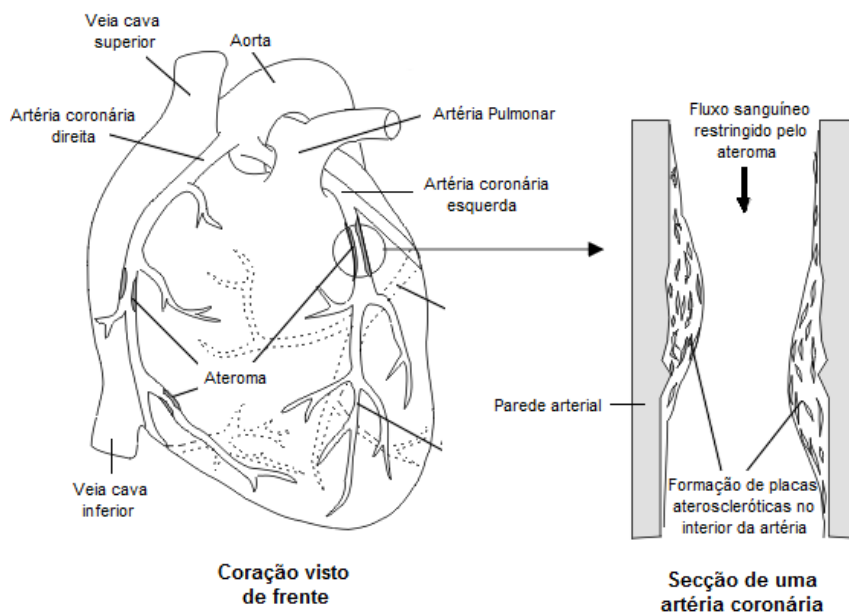


Fig. 2.1- Esquema do coração e da formação de um ateroma numa das artérias coronárias. Adaptado de (16).

Os procedimentos de CI são exames hemodinâmicos que permitem uma avaliação anatômica e funcional das lesões nas artérias coronárias e, em função das características dessas lesões, o seu tratamento (PTCA). Para além das CA's e das PTCA's, existem outros tipos de procedimentos em CI, como a ventriculografia (que consiste em visualizar a contracção do ventrículo esquerdo ou direito), a angiografia pulmonar, o encerramento de comunicações inter-auriculares, a colocação de próteses valvulares, o encerramento de apêndices auriculares, etc. (14; 15).

A realização do cateterismo cardíaco pressupõe a utilização de cateteres, que são sondas tubulares de pequeno calibre e grande flexibilidade, que permitem, através de vasos periféricos, chegar ao coração e às artérias coronárias (14; 15).

Dependendo das condições vasculares do próprio doente, o acesso vascular escolhido pode ser um vaso sanguíneo do braço (acesso pelas artérias radial, braquial ou cubital) ou da coxa, abaixo da região inguinal (acesso pela artéria femoral). No caso dos cateterismos cardíacos direitos (para estudar as cavidades direitas do coração ou aceder à circulação pulmonar), o acesso é efectuado com recurso a veias (na maioria dos casos, veias centrais como a veia jugular ou a veia femoral) (7; 14; 15).

O cateter, cuja orientação é guiada através de imagens fluoroscópicas projectadas num monitor, progride pelos vasos até alcançar o coração. Uma vez alcançado, é injectado, através do cateter, o agente de contraste que é opaco aos raios X, tornando-se assim visível o coração e as artérias coronárias no monitor (7; 14; 15).

2.2.1 Procedimentos de Diagnóstico

O cateterismo cardíaco esquerdo de diagnóstico, inclui a CA, que consiste na visualização radiográfica das artérias coronárias e que permite localizar a existência de estreitamentos do lúmen dos vasos e obstruções ao fluxo sanguíneo. Para além do estudo da circulação coronária, pode também ser efectuada a ventriculografia (que consiste na injeção de contraste no interior do ventrículo esquerdo ou direito, para avaliar a forma como o mesmo contrai) e o registo de pressões dentro das cavidades cardíacas, para despiste de patologia valvular (14). Na Fig.2.2 pode-se observar a representação esquemática do procedimento de CA.

No caso de se pretender estudar o lado direito do coração, realiza-se um cateterismo direito. Este procedimento permite visualizar a aurícula e ventrículo direitos, artéria pulmonar e válvulas tricúspide e pulmonar (17).

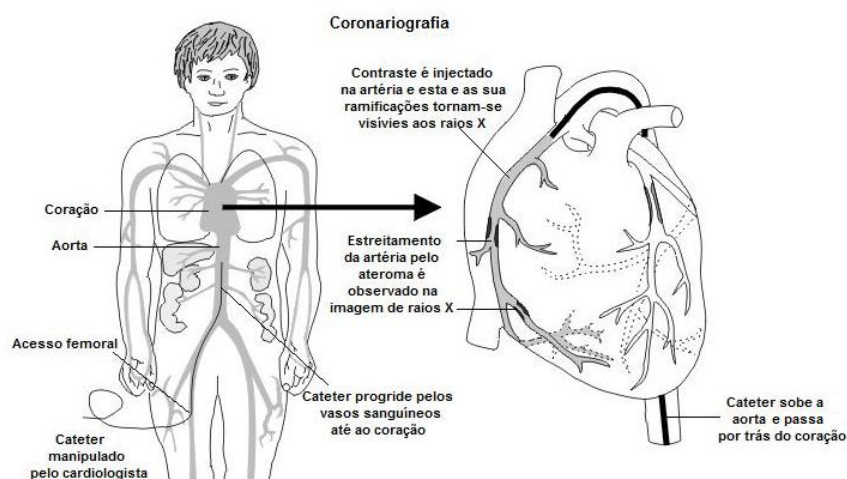


Fig. 2.2- Esquema da realização de uma coronariografia. Adaptado de (16).

2.2.2 Procedimentos de Intervenção Terapêutica

Quando existe um estreitamento ou oclusão das artérias coronárias, é realizada uma PTCA. Este é um procedimento terapêutico que consiste na recanalização do vaso em que a lesão obstrutiva é tratada por meio de um pequeno balão dilatador, introduzido através do cateter. Depois de se posicionar o balão no local da lesão, este é insuflado sob pressão de modo a comprimir a placa aterosclerótica e assim aumentar o diâmetro luminal do vaso arterial, de forma a melhorar o fluxo sanguíneo. O tamanho do balão dilatador (diâmetro e comprimento), a pressão e o número de insuflações efectuadas dependem da extensão e das características da lesão (15)

Adicionalmente à PTCA pode ocorrer o implante de uma endoprótese vascular – o stent. Este é uma malha tubular metálica que é libertada no local da obstrução coronária e que melhora os resultados obtidos após a dilatação com o cateter de balão (15).

2.3. Equipamento Médico utilizado em CI

O equipamento médico onde são realizados os procedimentos intervencionistas, encontra-se representado na Fig.2.3. Este é um sistema fluoroscópico rotacional, formado por dois arcos em C (C-arm), numa configuração perpendicular, sendo cada arco constituído numa das extremidades por um tubo de raios X e na extremidade oposta por um receptor de imagem. Neste caso, o equipamento fluoroscópico recebe a designação de sistema biplanar, sendo possível obter-se duas vistas diferentes com uma única injeção de contraste (18).

Nos procedimentos de CI apenas é utilizado um arco em C, pelo que o equipamento designa-se como sistema monoplanar. A configuração do equipamento utilizada corresponde ao tubo de raios X montado por baixo da mesa de pacientes e o receptor de imagem por cima (18).

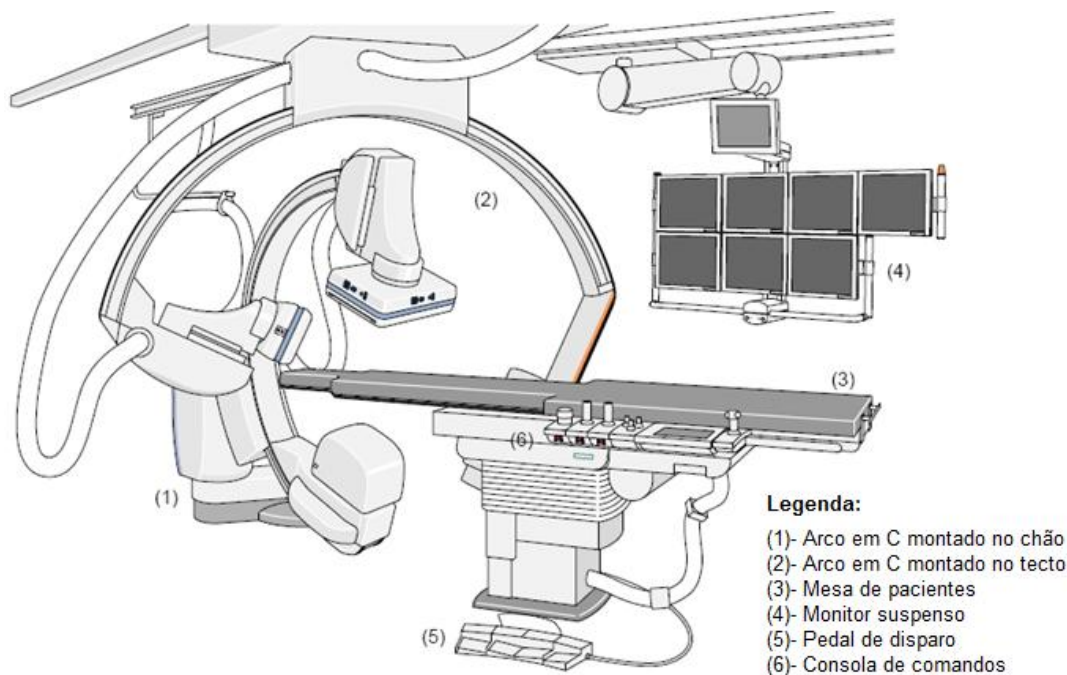


Fig. 2.3 - Representação esquemática de um equipamento fluoroscópico biplanar. Adaptado de (18).

Como se observa na Fig.2.3, a sequência de imagens adquiridas pelo receptor de imagem surge no monitor suspenso. No caso da CI, tanto o pedal que acciona a emissão do feixe de raios X (pedal de disparo), como a consola de comandos, que permite movimentar o C-arm e adquirir imagens, são controlados pelo médico cardiologista que realiza o procedimento.

A geometria do tubo de raios X e do receptor de imagem é descrita por ângulos em dois planos traçados relativamente ao paciente - plano sagital e plano transversal, tal como se observa na Fig.2.4.

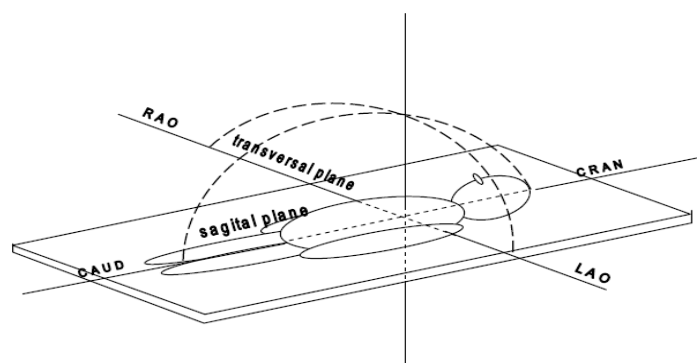


Fig. 2.4 - Planos geométricos usados em CI: projecções caudal e cranial no plano sagital e projecções oblíqua anterior direita (RAO) e oblíqua anterior esquerda (LAO) no plano transversal, de acordo com (3).

O plano sagital inclui o eixo traçado ao longo do comprimento do paciente, enquanto o plano transversal é perpendicular ao plano sagital. Este sistema de referência é fixo para o paciente e a origem é o coração deste (3).

Os ângulos de projecção vão indicar a posição do receptor de imagem em relação ao paciente. Os graus que o receptor de imagem se inclina para a esquerda ou para a direita ao longo do plano transversal são designados por projecção oblíqua anterior esquerda (Left Anterior Oblique- LAO) e projecção oblíqua anterior direita (Right Anterior Oblique- RAO) (3).

Os graus que o receptor de imagem se inclina em direcção à cabeça ou aos pés do paciente são designados por cranial (CRA) e caudal (CAU) (3).

Existem duas projecções que por serem frequentemente utilizadas receberam designações especiais: a RAO 0°-CRA 0° chama-se projecção posterior-anterior (PA) e a LAO 90°- CRA 0° denomina-se projecção lateral (LAT) (3).

O ponto em torno do qual a configuração do equipamento fluoroscópico gira chama-se isocentro do sistema, onde se considera a localização do coração.

2.3.1 Fontes de Radiação de um Equipamento de Fluoroscopia

Existem três tipos de radiação (Fig.2.5) gerada pelos equipamentos que utilizam raios X, sendo por isso responsáveis pela exposição externa e, conseqüentemente, pela dose recebida pelos profissionais expostos e pacientes (19):

- **Radiação primária ou directa** - provém directamente da fonte primária de radiação, o tubo de raios X. Esta radiação é a que apresenta maior intensidade, pelo que se deve garantir que apenas vai interagir com o paciente, logo o seu tamanho de campo deve ser estritamente limitado à área de interesse para a execução do exame.

- **Radiação secundária, dispersa ou difusa** - produzida quando o feixe de raios X primário incide sobre os objectos existentes à sua passagem. O paciente é a principal fonte

deste tipo de radiação, que é proporcional à radiação primária que o atinge. Ao reduzir-se a dose aplicada ao paciente, consequentemente reduz-se a dose recebida pelos profissionais.

- **Radiação de fuga** - corresponde à radiação que é transponível das blindagens que envolvem o tubo de raios X. Para além de aumentar a dose recebida pelo paciente, a radiação de fuga pode contribuir para um aumento da dose ocupacional dos profissionais que realizam os procedimentos intervencionistas.

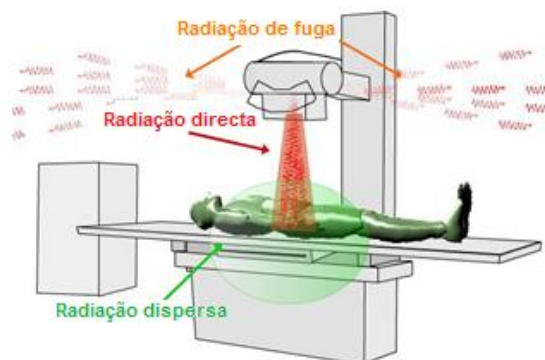


Fig. 2.5 - Tipos de radiação emitidos por um equipamento de radiodiagnóstico: radiação directa, radiação dispersa e radiação de fuga. Adaptado de (19).

2.3.2 Componentes dos Equipamentos de Fluoroscopia usados em CI

2.3.2.1. Gerador

O gerador é responsável pela transformação da corrente trifásica numa corrente de alta amperagem, para que o tubo de raios X consiga gerar um feixe de raios X. É a estrutura que controla a energia recebida pelo tubo, o tempo de exposição com fluoroscopia e, consequentemente, ajusta a dose de raios X por imagem. Os geradores mais modernos possuem um controle de exposição automático que permite uma combinação entre a tensão, corrente e o tempo de exposição para uma visualização mais rápida das estruturas anatómicas em movimento (20).

2.3.2.2. Tubo de Raios X

Este dispositivo é formado por três componentes básicos (21): o revestimento de vidro, cátodo (filamento de tungsténio) e ânodo.

O filamento do cátodo, ao ser aquecido por uma corrente de alta amperagem, liberta uma nuvem de electrões estacionários, que são atraídos para o ânodo através da aplicação de uma diferença de potencial entre os dois eléctrodos. Os electrões movem-se a alta velocidade, o que depende do pico de tensão (kVp) aplicado pelo gerador (21), que varia entre os 40-125kVp (7). Ao colidirem com o ânodo, os electrões são rapidamente desacelerados e a sua energia cinética é transformada, aproximadamente, 99%, em calor e cerca de um 1% em fótons de raios X (21).

Os raios X que são produzidos dependem do tipo de interação do feixe de electrões com os átomos do ânodo (21):

- **Bremsstrahlung ou radiação de travagem** - resulta da interação entre os electrões e os núcleos dos átomos do material do ânodo. Esta radiação é responsável pela parte contínua do espectro de raios X, sendo emitida com uma gama de energias entre os 0 kVp e o pico máximo de tensão aplicada.

- **Radiação característica** - consiste na colisão de um electrão de alta velocidade com um electrão pertencente às camadas internas dos átomos do alvo, o que provoca a ionização do material à superfície. Existe uma maior probabilidade dos electrões da camada K serem ejectados e a lacuna é preenchida por electrões de camadas superiores, havendo libertação de energia. Isto produz linhas espectrais bem definidas, pelo que cada espectro de raios X resulta da sobreposição de um espectro contínuo com uma série de linhas espectrais, características do material do ânodo, tal como ilustra a Fig.2.6.

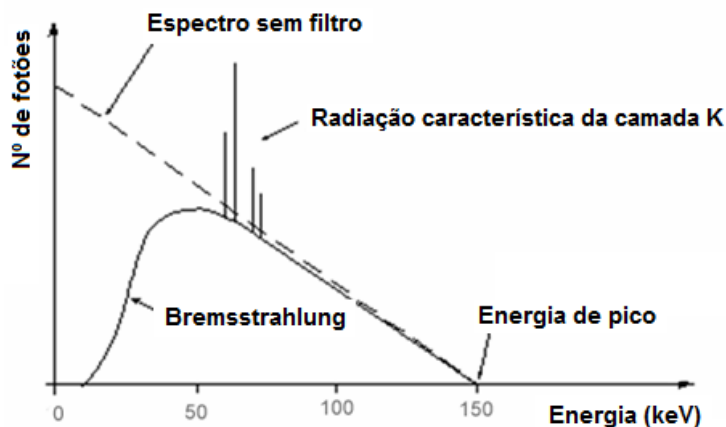


Fig. 2.6 - Exemplo de um espectro de energia dos fótons de raios X: a parte contínua do espectro deve-se à radiação de bremsstrahlung e a parte discreta do espectro (riscas) deve-se à radiação característica da camada K dos átomos do material do alvo. Adaptado de (22).

2.3.2.3. Colimação

A colimação permite restringir o tamanho do feixe de raios X que incide sobre o paciente. Deste modo, quanto menor a área irradiada, menor é a dose de radiação recebida pelo paciente. Ao se irradiar um volume de dimensões mais reduzidas, a radiação dispersa também diminui, sendo este tipo de radiação o que contribui em maior valor para a dose ocupacional dos profissionais (22).

2.3.2.4. Filtros

Os equipamentos de fluoroscopia são constituídos por um conjunto de filtros (alumínio e cobre) que são usados para modificar o espectro de energia do feixe de fótons de raios X, que influencia tanto a dose de radiação como a qualidade de imagem. Os fótons de muito baixa

energia têm uma elevada probabilidade de serem absorvidos, enquanto os de alta energia passam facilmente através dos pacientes. Isto faz com que a maioria dos fótons menos energéticos seja absorvida pelos pacientes, sem contribuir para a imagem (22).

Os filtros adicionados à saída do feixe de raios X vão absorver uma maior quantidade de fótons de baixa energia, pelo que o espectro de emissão é mais reduzido nessa gama de valores de energia, como se observa na Fig.2.7. Como resultado da filtragem, tem-se um aumento da energia efectiva do feixe de raios X e um conseqüente aumento da penetrabilidade do mesmo, acompanhado com uma diminuição da sua intensidade (21). São assim eliminados os raios X que não proporcionam nenhuma informação diagnóstica e que não têm energia suficiente para serem transmitidos através do paciente, reduzindo-se assim a dose deste (22).

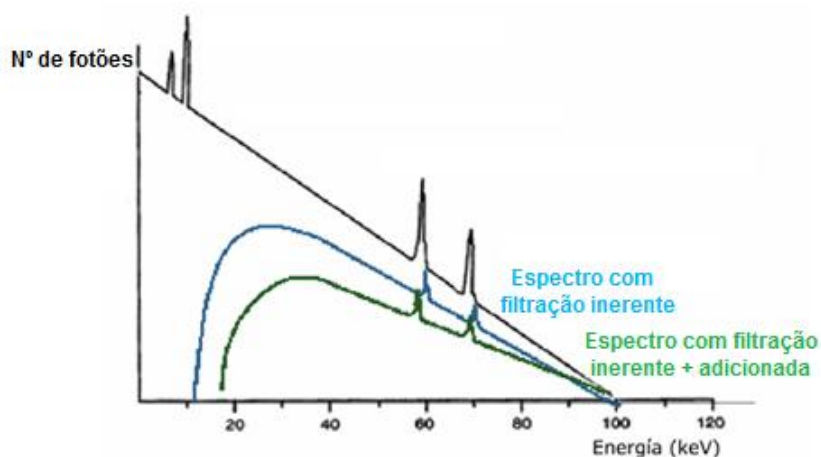


Fig. 2.7- Efeito da utilização dos dois tipos de filtração (inerente e adicional) no espectro energético dos raios X. Adaptado de (22).

2.3.2.5. Receptores de Imagem

Existem dois tipos de receptores de imagem: os intensificadores de imagem e os detectores digitais planos (flat-panel detectors).

O intensificador de imagem tem como função converter os raios X em luz visível para que a imagem radiológica possa ser visualizada e gravada (22). O feixe de raios X incidente interage com uma tela fluorescente de entrada de forma a produzir luz visível. Esta é absorvida pelo fotocátodo, onde posteriormente ocorre emissão de electrões, que são direccionados para a tela fluorescente de saída. Aqui os electrões são absorvidos, havendo emissão de uma grande quantidade de fótons luminosos (23).

A nova geração de receptores de imagem, conhecidos como detectores digitais planos, converte os raios X em carga eléctrica. Os electrões são conduzidos a uma matriz de transístores TFT (Thin Film Transistors), cuja leitura, associada à electrónica que permite a conversão ADC (Analog-to-Digital Conversion), produz uma imagem digital (3; 22).

2.3.3 Características Típicas dos Equipamentos de Fluoroscopia de CI

2.3.3.1. Modos de Operação

Os equipamentos médicos utilizados em CI operam basicamente em dois modos: modo de fluoroscopia e modo de aquisição (ou modo de cine ou fluorografia). Os parâmetros de funcionamento dos dois modos diferem essencialmente no que diz respeito à dose de entrada no sistema receptor de imagem (22).

A aquisição em modo fluoroscopia é normalmente utilizada para guiar os cateteres e outros dispositivos médicos no interior do paciente até ao local pretendido. As imagens de fluoroscopia não são armazenadas nem são utilizadas para fins de diagnóstico, pelo que este modo usa baixas taxas de dose (tipicamente entre os 10 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ e os 80 $\mu\text{Gy}/\text{min}$), o que se traduz em imagens de baixa qualidade (imagens com ruído) (Fig.2.8-A). No modo de fluoroscopia, a corrente do tubo de raios X varia desde os 50 mA até aos 150 mA para pacientes adultos, e entre os 4 mA e 18 mA para pacientes pediátricos (3; 22; 23; 24).

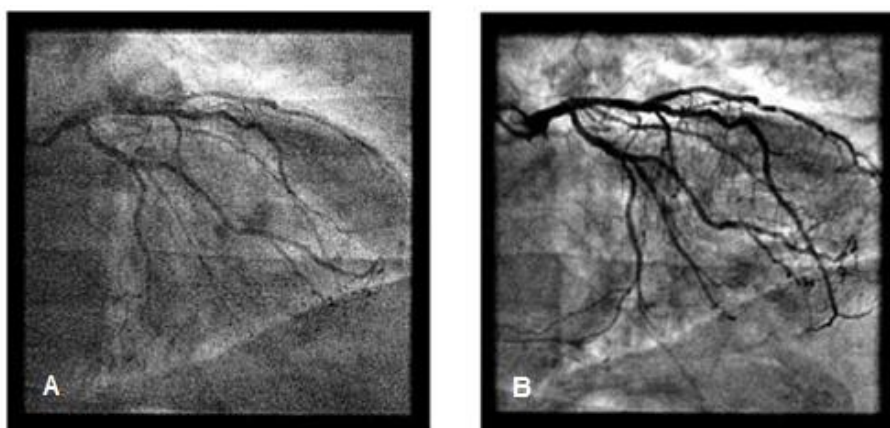


Fig. 2.8- Comparação entre duas imagens estáticas do mesmo paciente para a mesma projecção: imagem A foi obtida com uma taxa de dose de fluoroscopia e a imagem B com uma taxa de dose de aquisição. O ruído da imagem A deve-se à utilização de uma menor taxa de dose. Adaptado de (7).

Por sua vez, o modo de cine consiste na aquisição e gravação de séries de imagens dinâmicas de alta definição, sendo por isso usado no diagnóstico de lesões. Este modo, associado com a injeção de contraste, permite visualizar as artérias coronárias e as cavidades cardíacas (aurículas e ventrículos) durante 3 a 5 segundos, até o contraste desaparecer para o interior dos vasos capilares coronários. Este modo de aquisição utiliza taxas de dose mais elevadas (normalmente entre 100 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ e os 300 $\mu\text{Gy}/\text{min}$), de forma a reduzir o ruído das imagens e aumentar o contraste e a definição dos contornos, para otimizar a visualização clínica (Fig.2.8-B). Na fluorografia, a corrente do tubo de raios X varia entre os 200 mA e os 900 mA para pacientes adultos e encontra-se por volta dos 30 0mA para os pacientes pediátricos (3; 22; 23).

2.3.3.2. Tipos de Emissão: Emissão Contínua e Fluoroscopia Pulsada

Na emissão contínua de fluoroscopia, o tubo de raios X emite radiação de forma continuada para que o receptor de imagem consiga formar imagens de modo igualmente contínuo. Assim, a taxa de formação de imagens corresponde à do sistema de vídeo utilizado, que é normalmente de 30 imagens (*frames*) por segundo (30 f/s) (22; 24). A emissão contínua apresenta algumas desvantagens, nomeadamente a perda de definição das estruturas anatómicas que se encontram em movimento e a produção de uma maior exposição para o paciente. Por estes motivos, actualmente a maioria dos equipamentos usados em CI funcionam com fluoroscopia pulsada (22).

Por sua vez, na fluoroscopia pulsada a exposição aos raios X obtém-se através de pulsos curtos com uma duração de 3 a 10 ms de largura. Podem-se seleccionar diversas taxas de pulso, que variam normalmente entre os 7,5 f/s e os 30 f/s, dependendo do equipamento e do sistema de gravação de imagens utilizado (Fig.2.9) (24). Este tipo de emissão melhora a resolução espacial pois a utilização de pulsos curtos reduz a desfocagem das imagens, sendo particularmente adequada para observar estruturas dinâmicas de movimento rápido, como as que se observam nos exames de CI (22; 24).

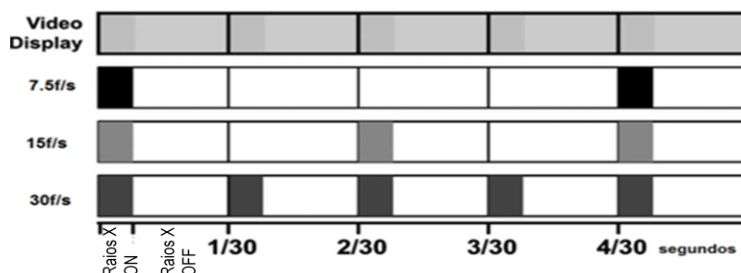


Fig. 2.9 - Diferentes taxas de pulso de fluoroscopia: os blocos coloridos correspondem ao intervalo de tempo durante o qual está a ser emitida radiação. Adaptado de (24).

Na fluoroscopia pulsada, os tempos de emissão de radiação são inferiores aos da fluoroscopia contínua. Assim, a dose recebida pelo paciente é menor, bem como a dos profissionais. Porém é importante referir que uma menor taxa de pulso de fluoroscopia contribui para um maior ruído da imagem (22).

2.3.3.3. Magnificação

Durante a realização dos exames de CI, por vezes é necessário obter uma imagem ampliada da região em estudo. A magnificação (ampliação) aumenta a resolução de alto contraste, visto ser irradiada uma área menor, a radiação dispersa diminui, o que aumenta o contraste da imagem. No entanto, embora se consiga uma imagem com maior qualidade, a dose recebida pelo paciente também aumenta, sendo proporcional à magnificação realizada (22).

3. Protecção Radiológica

A protecção radiológica tem como objectivo principal proteger os indivíduos e o ambiente de danos provocados pela exposição externa ou interna às radiações ionizantes. Para avaliar as doses de exposição à radiação foram desenvolvidos conceitos e grandezas dosimétricas específicas por duas entidades internacionais que cooperam entre si - a ICRU (*International Commission for Radiation Units and Measurements*) e a ICRP (*International Commission on Radiotition Protection*) (25).

As grandezas dosimétricas são utilizadas para descrever e quantificar a energia depositada por um feixe de radiação num determinado meio. A dosimetria das radiações ionizantes relaciona quantitativamente as medições realizadas num campo de radiação com as alterações físicas, químicas e biológicas produzidas num alvo por essa radiação. A dosimetria revela-se assim, essencial para quantificar a incidência das alterações biológicas em função da quantidade de radiação recebida (relação dose-efeito), monitorizar a exposição à radiação de indivíduos e realizar acções de vigilância ambiental (26).

Segundo as recomendações da ICRP, as grandezas dosimétricas estão divididas em três categorias distintas: grandezas físicas, grandezas de protecção e grandezas operacionais, cuja relação encontra-se esquematizada na Fig.3.1:

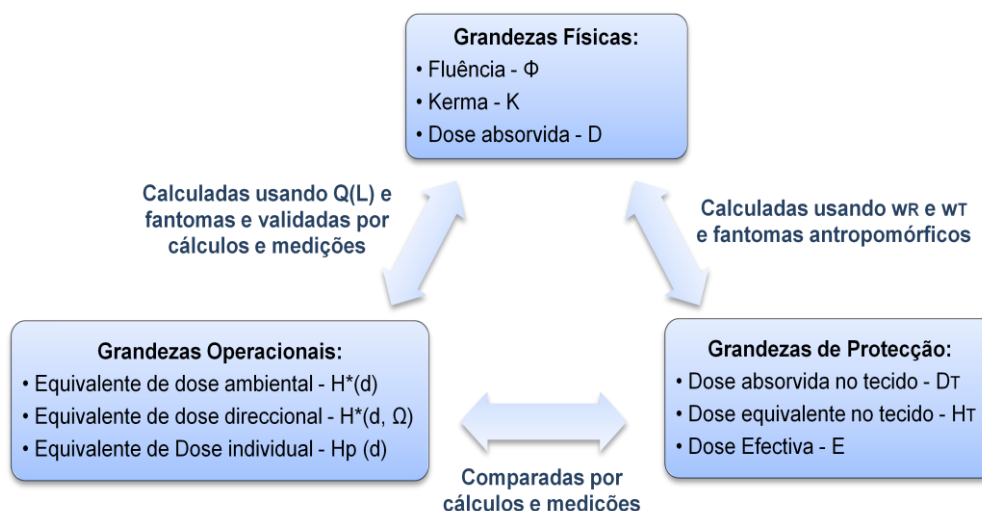


Fig. 3.1- Representação esquemática da relação existente entre as diferentes grandezas dosimétricas: grandezas físicas, grandezas de protecção e grandezas operacionais. Adaptado de (27).

3.1. Grandezas Físicas

Na dosimetria de radiações, a transferência de radiação electromagnética para um determinado meio ocorre em dois passos (26).

- **1ª fase** - transferência de energia dos fotões para os electrões atómicos, originando a sua libertação e conseqüente movimentação através da matéria. A energia cedida nesta etapa refere-se ao kerma (kinetic energy released to matter per unit mass).

- **2ª fase** - a energia cinética dos electrões atómicos é depositada ao longo do seu percurso, envolvendo várias excitações e ionizações dos átomos do meio. Nesta situação, a energia cedida diz respeito à dose absorvida.

3.1.1 Fluência

A fluência é uma grandeza física que está associada aos campos de radiação externos. Para descrever um campo de radiação é necessário saber o tipo e o número de partículas, N , bem como as suas distribuições energéticas, espaciais, temporais e direccionais (25).

A fluência baseia-se então na contagem do número de partículas incidentes numa superfície. É definida como o quociente entre a variação do número de partículas, dN , que incidem numa superfície de secção de área dA e é expressa em m^{-2} (25):

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (\text{Equação 3.1})$$

A fluência por unidade de tempo, dt , chama-se taxa de fluência e vem em $m^{-2}.s^{-1}$:

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (\text{Equação 3.2})$$

3.1.2 Kerma

A transferência de energia de partículas não carregadas (fotões e neutrões) para um determinado meio ocorre através da libertação e desaceleração de partículas secundárias na matéria (25).

O kerma, K , é o quociente entre dE_{tr} por dm , em que dE_{tr} corresponde à soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas libertadas dos átomos pela radiação ionizante sem carga, num elemento de massa dm de um determinado material. É dado pela seguinte expressão (25):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{Equação 3.3})$$

A unidade SI do kerma é $J.kg^{-1}$, também denominado por Gray (Gy).

3.1.3 Dose Absorvida

A dose absorvida, D , é a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante num meio através de ionizações e excitações é expressa pelo seguinte quociente:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{Equação 3.4})$$

onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média cedida pela radiação ionizante na unidade de massa, dm , do meio. A unidade utilizada no SI para a dose absorvida é o Gray (Gy) que é equivalente à quantidade de radiação que provoca a absorção de 1J por kg de matéria exposta à radiação, ou seja: $1\text{Gy} = 1\text{ J.kg}^{-1}$ (28).

Também se define taxa de dose absorvida, que corresponde à variação da dose absorvida durante um intervalo de tempo dt (29):

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{Equação 3.5})$$

3.2. Grandezas de Protecção

Os efeitos biológicos causados pelas radiações ionizantes, que serão abordados no capítulo seguinte, podem ser estocásticos ou determinísticos. Para avaliar estes efeitos não basta conhecer a dose absorvida num determinado órgão. É importante saber o tipo e a energia da dose de radiação que causa esse efeito (através de factores de ponderação de radiação), pois a dose para provocar danos biológicos depende do tipo de radiação ionizante. É igualmente necessário conhecer a distribuição da dose no corpo (através de factores de ponderação para tecidos ou órgãos) (29).

3.2.1 Dose Equivalente

A dose equivalente, H_T , corresponde à dose absorvida ponderada por um factor relacionado com o tipo de radiação. A dose equivalente, H_T , no tecido biológico ou órgão T, é então definida por:

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (\text{Equação 3.6})$$

onde $D_{T,R}$ é a dose média absorvida pelo tecido ou órgão específico, T, e w_R é o factor de ponderação para a radiação R. Quando o órgão ou o tecido biológico é irradiado por radiações de diversos tipos, a dose equivalente H_T vai ser obtida somando todas as contribuições das diferentes radiações (25; 28):

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{Equação 3.7})$$

Como w_R é adimensional, a unidade para a dose equivalente é a mesma da dose absorvida, $J.kg^{-1}$, também denominado por Siervert (Sv). Na Tabela 3.1 encontram-se representados os diferentes valores de w_R adoptados para os vários tipos de radiação, primeiro pela publicação 60 do ICRP (1991) e mais tarde pela publicação 103 do ICRP (2007) (25):

Tabela 3.1 – Factores de ponderação recomendados pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103 para os diferentes tipos de radiação, de acordo com (25).

Tipo de Radiação		Factor de ponderação da radiação (w_R)	
		ICRP 60	ICRP 103
Fotões		1	1
Electrões e muões		1	1
Protões, excluindo protões de recuo, com energia > 2MeV		5	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e iões pesados		20	20
Neutrões	E < 10keV	5	Curva continua como função da energia dos neutrões.
	10keV < E < 100keV	10	
	100keV < E < 2MeV	20	
	2MeV < E < 20MeV	10	
	E > 20MeV	5	

3.2.2 Dose Eficaz

A probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos e a dose absorvida dependem do tipo de órgão ou tecido irradiado. Torna-se assim necessário definir outra grandeza, que expresse a combinação de diferentes doses equivalentes em diferentes tecidos, de modo que razoavelmente podem ser correlacionados com o efeito estocástico total (29).

A dose eficaz, E , também conhecida por dose efectiva, é a grandeza de protecção radiológica que tem em consideração as diferentes radiosensibilidades dos vários órgãos. A dose efectiva é calculada considerando a soma ponderada das doses equivalentes nos vários órgãos ou tecidos, de acordo com a seguinte equação (25; 28):

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \quad (\text{Equação 3.8})$$

onde H_T representa a dose equivalente no tecido ou órgão, T, e w_T é o factor de ponderação para um determinado tecido ou órgão T. Estes factores de ponderação são independentes do tipo de radiação e da energia utilizada. A unidade para a dose equivalente é a mesma da dose absorvida, $J.kg^{-1}$, também designado por Siervert (Sv) (25; 28).

Na Tabela 3.2 estão descritos os valores de w_T para os diferentes tecidos biológicos, tanto para a ICRP 60 (1991) como a ICRP 103:

Tabela 3.2 - Factores de ponderação recomendados pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103 para os diferentes órgãos ou tecidos biológicos, de acordo com (25).

Tecido ou órgão	Factor de ponderação para o tecido ou órgão (w_T)	
	ICRP 60	ICRP 103
Gónadas	0.20	0.08
Medula Óssea	0,12	0.12
Cólon	0,12	0.12
Pulmão	0,12	0.12
Estômago	0.12	0.12
Mama	0.05	0.12
Bexiga	0.05	0.04
Fígado	0.05	0.04
Esófago	0.05	0.04
Tiróide	0.05	0.04
Pele	0.01	0.01
Superfície do Osso	0.01	0.01
Cérebro	-----	0.01
Glândulas Salivares	-----	0.01
Restantes	0,05	0.12 ⁽¹⁾
Corpo todo	1.00	1.00

⁽¹⁾ Nos Restantes órgãos incluem-se glândulas supra-renais, região extra-torácica, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, baço, timo, útero, próstata, intestino grosso superior e intestino delgado

Note-se que os valores de w_R e w_T sofreram mudanças ao longo dos anos devido à actualização do conhecimento sobre a interacção da radiação com a matéria e sobre a radiosensibilidade dos diferentes tecidos biológicos.

3.3. Grandezas Operacionais

As grandezas de protecção não são directamente mensuráveis, pelo que têm de ser estimadas através de outras grandezas que possam ser medidas – as grandezas operacionais, definidas pela ICRU (26).

Estas grandezas devem fornecer uma aproximação razoável à dose efectiva resultante de exposições a fontes externas, sendo utilizadas na monitorização individual e na monitorização de área (25). Para a monitorização individual, é utilizado o equivalente de dose individual, $H_p(d)$. Por sua vez, na monitorização de área, as grandezas usadas são o equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$ e o equivalente de dose direccional, $H'(d)$.

3.3.1 Grandezas operacionais para monitorização individual

Para a monitorização individual, devem ser utilizados instrumentos - dosímetros - de medidas metrologicamente confiáveis/sensíveis capazes de fornecer resultados dentro dos limites de incertezas aceitáveis. Desta forma, a exposição à radiação ionizante é controlada através de uso de equipamentos de monitorização de uso pessoal.

O equivalente de dose individual, $H_p(d)$, corresponde ao equivalente de dose no tecido mole, a uma profundidade d , no corpo humano, sob a posição específica em que o dosímetro é utilizado. A unidade é o $J.kg^{-1}$ ou o Sv (26).

Para radiação pouco penetrante e de baixa energia, são utilizadas as profundidades de 0.07 mm, para se obter uma estimativa da dose equivalente na pele, e de 3 mm, para uma estimativa da dose equivalente no cristalino. O equivalente de dose individual é representado respectivamente por $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$ (25)

Já para radiação de maior energia e fortemente penetrante, o equivalente de dose individual deve ser determinado à profundidade de 10 mm, $H_p(10)$, de forma a se estimar a dose efectiva, $H_p(10)$ (25).

3.3.2 Grandezas operacionais para monitorização de área

Estas grandezas são definidas com base no valor do equivalente de dose num ponto de um fantoma simples, que simula a presença do corpo humano, conhecido como esfera ICRU (Fig.3.2). Esta é constituída por um material equivalente ao tecido mole humano, em termos de atenuação e absorção de radiação, com 30 cm de diâmetro e densidade de $1 g.cm^{-3}$ (25; 26).

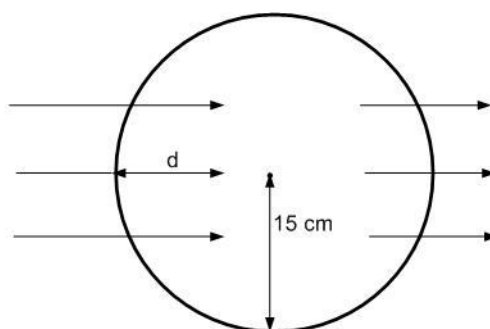


Fig. 3.2- Exemplo da medição do equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, à profundidade d , na esfera ICRU de 30cm de diâmetro. Adaptado de (30).

O equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, num certo ponto de um campo de radiação, consiste no equivalente de dose originado pelo correspondente campo alinhado e expandido na esfera ICRU, à profundidade d , no raio oposto à direcção do campo alinhado. É expressa em Sv (2) (26).

O equivalente de dose direccional, $H'(d, \Omega)$, num determinado ponto de um campo de radiação, define-se como o equivalente de dose produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU, à profundidade d , num raio com uma direcção específica, Ω . Esta grandeza vem também expressa em Sv (2) (26).

3.4. Grandezas e Parâmetros de dose relevantes para a CI

Para estimar a dose nos procedimentos fluoroscópicos de intervenção, são consideradas algumas grandezas e alguns parâmetros de dose específicos. Os locais em que estes são medidos encontram-se representados no esquema da Fig.3.3:

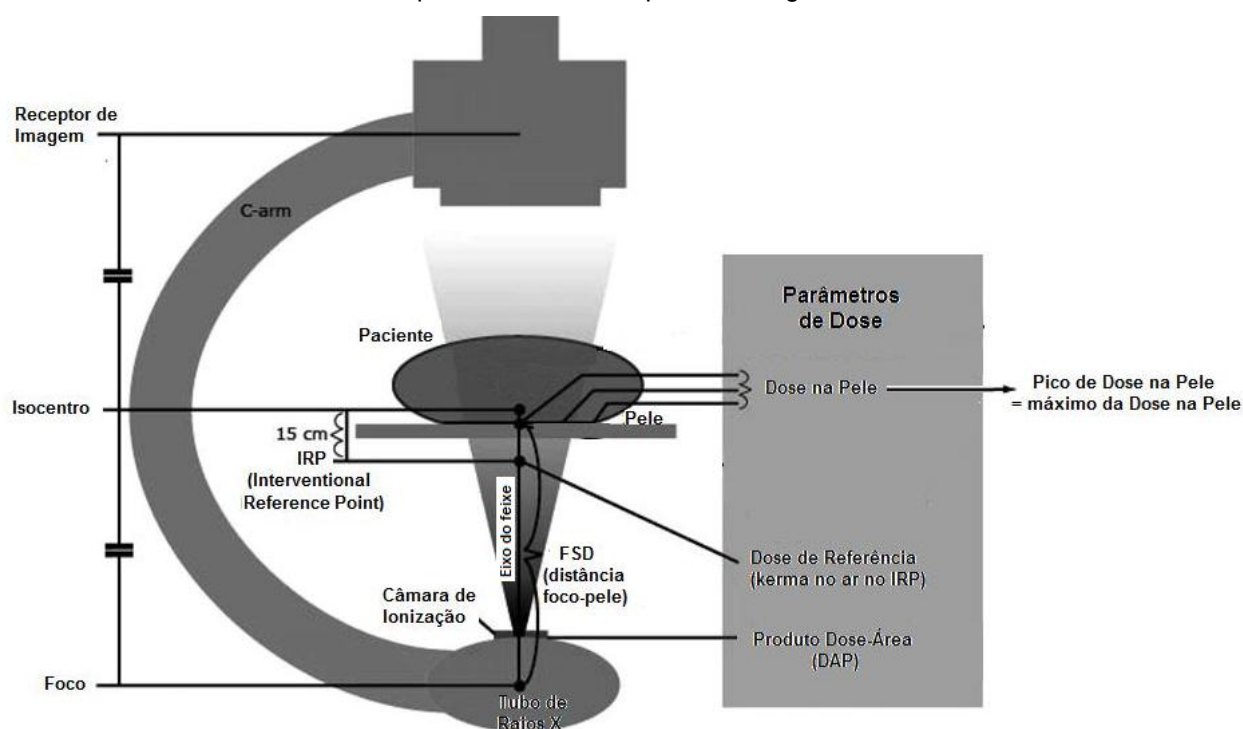


Fig. 3.3 Locais onde se realizam as medições dos parâmetros de dose relevantes para os procedimentos intervencionistas. Adaptado de (31).

3.4.1. Produto Dose-Área

O produto dose-área ou produto kerma-área (Dose-Area Product ou Kerma- Area Product – DAP/KAP) é a grandeza que mede a energia total dos raios X que saem da fonte de radiação. Para tal, é medida através de uma câmara de ionização, colocada à saída do tubo de

raios X, que nos sistemas de fluoroscopia actuais encontra-se incorporada no interior do equipamento (32).

O DAP corresponde à dose absorvida no ar, multiplicada pela área da secção recta do feixe de raios X, sendo expresso em $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ (24). O DAP acumulado durante um procedimento é a medida da quantidade de energia de raios X fornecida ao paciente. Esta grandeza permite estimar o risco de indução de efeitos biológicos (24; 32), concretamente de efeitos estocásticos, que serão abordados no capítulo seguinte da presente tese.

O valor de DAP não depende da distância entre o foco do tubo e a pele do paciente, pois embora a dose diminua com o aumento desta distância, a área do feixe aumenta (24). Esta relação pode ser observada na Fig.3.4.

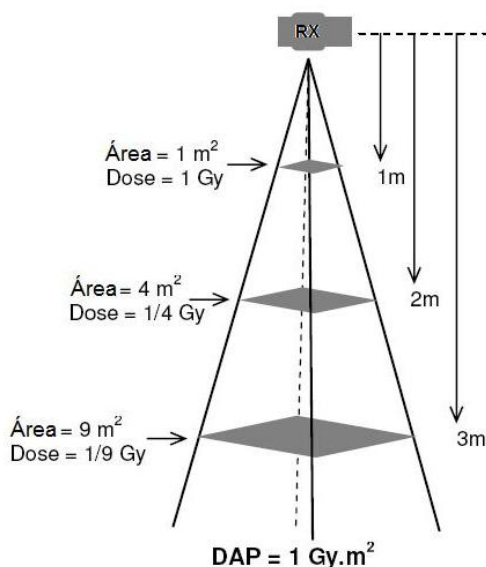


Fig. 3.4- Relação do DAP com a distância e a dose: o DAP mantém-se contante pois a dose diminui com o aumento da distância mas a área da secção transversa do feixe de radiação aumenta. Adaptado de (3).

3.4.2. Dose na Pele e Pico de Dose na Pele

A dose na pele (skin dose) mede-se em Gray (Gy) e define-se como a dose absorvida por uma região da pele do paciente, irradiada durante o procedimento. Contempla tanto a dose fornecida pelo feixe de radiação directa, como a dose resultante da radiação que é dispersa pelo paciente (7). Pode ser calculada a partir de factores de exposição, como o kVp dos raios X e o DAP (33).

O pico de dose na pele (maximum skin dose ou peak skin dose- PSD) é medido também em Gray (Gy) e corresponde à dose máxima absorvida por qualquer zona da pele do paciente (31). Quando o pico de dose na pele excede um determinado valor limiar de dose, surgem efeitos biológicos determinísticos a nível cutâneo (7), o que será abordado com algum detalhe no próximo capítulo do trabalho.

Até este momento, não existe nenhum equipamento de fluoroscopia capaz de calcular o pico de dose na pele, pelo que este só é possível determinar utilizando outros métodos que não fornecem este parâmetro de dose em tempo real (32).

3.4.3. Dose de Referência

A dose de referência, medida em Gray (Gy), refere-se ao kerma no ar acumulado (K_{ar}) durante um procedimento, tipicamente medido no ponto de referência de intervenção (Interventional Reference Point- IRP). O IRP localiza-se no eixo do feixe de radiação, a 15cm do isocentro do lado do tubo de raios X, como se encontra na Fig.3.5 (24; 32; 31).

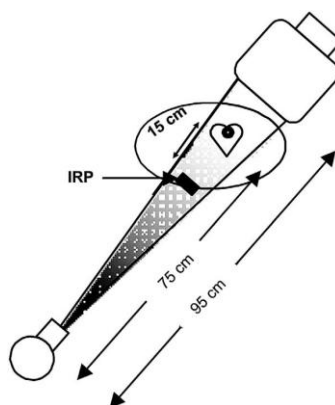


Fig. 3.5- Localização do ponto IRP, de acordo com (24).

O isocentro é definido relativamente ao equipamento de fluoroscopia, pelo que se move em relação ao paciente durante a realização dos exames de CI. Assim, a posição do IRP está normalmente próxima da pele do paciente, mas raramente coincide com a sua superfície (24; 32). Além disso, como feixe de raios X assume diversas direcções durante os procedimentos, são irradiadas diferentes zonas da pele do paciente (32).

Deste modo, a dose de referência corresponderá apenas a uma aproximação à dose de radiação total da pele e a sua interpretação deve ser realizada de forma cautelosa, pois os valores fornecidos pelos sistemas de fluoroscopia para a dose de referência têm um erro associado que pode sobrestimar em duas ou três vezes o valor real da dose total recebida pela pele do paciente (24; 32).

3.4.4. Tempo de Fluoroscopia

O tempo de fluoroscopia é medido em minutos (min) e corresponde ao tempo de procedimento durante o qual é usada a fluoroscopia, não incluído o tempo referente ao modo de fluorografia (31). Esta é uma medida de tempo e não de dose de radiação, na medida em que não inclui o efeito das taxas de dose de fluoroscopia nem a dose devida à aquisição de imagens, feita no modo cine (32).

A Sociedade de Radiologia de Intervenção (SRI) e a Sociedade Europeia de Radiologia e Cardiologia de Intervenção (SERCI) referem que o tempo de fluoroscopia não deve ser usado para monitorizar a exposição do paciente durante os procedimentos de CI (24).

3.5. Princípios da Protecção Radiológica

A protecção contra as radiações tem como objectivo principal fornecer um padrão adequado de segurança e protecção para a humanidade contra os efeitos nocivos das radiações ionizantes, sem limitar indevidamente as práticas benéficas que advém de tais exposições (34).

A exposição à radiação ionizante pode ter diferentes origens e justificações (34):

- **Exposição médica** - que se refere principalmente à exposição dos pacientes devido aos procedimentos de diagnóstico ou tratamentos a que são submetidos.

- **Exposição ocupacional** - que diz respeito à exposição a que os profissionais estão sujeitos no decorrer do seu trabalho.

- **Exposição dos membros do público** - que compreende todas as outras exposições dos membros do público que são susceptíveis ao controle humano.

A protecção radiológica baseia-se em três princípios fundamentais da protecção radiológica: o princípio da justificação, o princípio da optimização e o princípio da limitação de doses, os quais foram introduzidos pela Publicação 60 do ICRP. Os dois primeiros princípios aplicam-se a todas as situações de exposição, estando relacionadas com as fontes, e o terceiro princípio refere-se apenas ao indivíduo em situações de exposição planeada (32):

- **Princípio da justificação das práticas:** Afirma que qualquer decisão que altere a situação de exposição deve trazer mais benefícios do que riscos para os indivíduos expostos ou para a sociedade em geral (25).

- **Princípio da optimização:** Refere que a dose individual, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrerem exposições devem ser tão baixas quanto o razoavelmente possível, tal como afirma o conceito ALARA (*as low as reasonably achievable*), tendo em conta os agentes económicos e sociais que possam estar envolvidos (35). Existem três factores que influenciam a dose recebida pelos indivíduos sujeitos a exposições externas (28):

- **Tempo de exposição** – A dose absorvida é directamente proporcional ao tempo de exposição, isto é, a dose recebida é igual à taxa de dose emitida pela fonte multiplicada pelo tempo de exposição. Assim, quanto menor o tempo de permanência num campo de radiação, menor será a dose ocupacional.

- **Distância à fonte** – Caso se considere uma fonte como sendo pontual, verifica-se que a dose diminui proporcionalmente com o quadrado da distância - lei do inverso do quadrado da distância. Se a distância aumenta num factor de dois, a dose recebida

diminui por um factor de quatro. Por sua vez, se a distância aumenta em um factor de três, a dose absorvida é dividida por nove.

- **Blindagem** – A protecção dos indivíduos pode ser alcançada colocando materiais adequados (com elevado número atómico) entre a fonte de radiação e a pessoa. A atenuação da radiação através da blindagem apresenta uma relação exponencial, tendo em conta a espessura do material utilizado.

- **Princípio da limitação das doses:** A exposição dos indivíduos, que resulta de todas as práticas relevantes, deve ser sujeita a limites de dose de modo a assegurar que nenhum indivíduo seja exposto a riscos de radiação considerados inaceitáveis (35).

Este último princípio não é aplicável a exposições médicas resultantes de práticas autorizadas, como a RI e a CI. Para este tipo de procedimentos intervencionistas, os níveis de diagnóstico de referência (NDR) são considerados ferramentas úteis que ajudam no processo de optimização das doses de radiação que os pacientes recebem durante a realização destas intervenções.

Relativamente à utilização dos NDR nos exames de RI e CI, a Publicação 105 do ICRP afirma que: *“para os procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia, os NDR, podem ser eventualmente usados para promover a gestão das doses recebidas pelos pacientes e evitar riscos biológicos estocásticos desnecessários. No entanto, a distribuição de doses dos pacientes observada é muito grande, mesmo para um protocolo especificado, pois a duração da exposição fluoroscópica e a complexidade do procedimento são fortemente dependentes das situações clínicas individuais. Uma possível abordagem é ter em consideração não só os aspectos clínicos e técnicos, mas também a ‘complexidade’ relativa do procedimento”* (36).

3.6. Protecção Radiológica em Portugal

A directiva 96/29/EURATOM da União Europeia (UE), que se refere às regras de segurança para a protecção da saúde dos trabalhadores e membros do público contra os perigos que advém da exposição à radiação, foi transposta para a legislação portuguesa através da publicação de vários decretos-lei, estando cada um relacionado com determinados aspectos da directiva:

- **Decreto-lei nº167/2002:** Aprova o regime jurídico do licenciamento e do funcionamento das entidades de prestação de serviços na área da protecção contra radiações ionizantes. Estabelece igualmente os requisitos técnicos respeitantes às actividades desenvolvidas por essas mesmas entidades (37).

- **Decreto-Lei nº180/2002:** Estabelece as normas relacionadas com a protecção da saúde das pessoas contra os perigos que advém das radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas, bem como os critérios de aceitabilidade que as instalações radiológicas devem observar quanto a planeamento, organização e funcionamento (38).

- **Decreto-lei nº222/2008:** Fixa as normas de segurança relativas à protecção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes e estipula os limites anuais de dose para profissionais expostos e membros do público, que vêm descritos na seguinte tabela (39):

Tabela 3.3- Limites de dose estipulados pela legislação nacional para a exposição ocupacional e dos membros do público, de acordo com (39).

Limites de dose em Portugal e recomendados pela ICRP 103			
Tipo de Exposição		Ocupacional (mSv/ano)	Público (mSv/ano)
Dose Efectiva		20 ⁽¹⁾	1
Dose equivalente	Cristalino	150 ⁽²⁾	15
	Pele	500	50
	Extremidades ⁽³⁾	500	50

⁽¹⁾ Em 5 anos, E=100mSv, no entanto, não podem ser excedidos num ano 50 mSv.

⁽²⁾ Novo limite proposto pelo ICRP para dose equivalente no cristalino: 20mSv (40).

⁽³⁾ Mãos, antebraços, pés e tornozelos

Os trabalhadores expostos são todos os indivíduos que devido às actividades profissionais que exercem podem ser submetidos a exposições susceptíveis de resultar numa dose superior aos limites estabelecidos para os membros do público. Os trabalhadores expostos são classificados em duas categorias (39):

- **Categoria A:** Todos os profissionais que são susceptíveis de receber uma dose efectiva superior a 6mSv/ano, ou uma dose equivalente superior a três décimas de um dos limites anuais de exposição. Neste grupo também se inserem os aprendizes e estudantes com idade igual ou superior a 18 anos.

- **Categoria B:** Restantes trabalhadores expostos que não são classificados como sendo de categoria A e aprendizes e estudantes com idade entre os 16 e 18 anos.

O decreto-lei nº167/2002 refere um aspecto ao qual deve ser dada especial atenção quando se fala em exposição ocupacional: se a dose efectiva correspondente ao período de vigilância ultrapassa os 2mSv ou se a dose equivalente recebida por um órgão ou tecido excede os 10mSv, a empresa prestadora de serviços de dosimetria individual é obrigada a comunicar à Direcção Geral de Saúde (DGS) e à instituição onde o indivíduo exerce a sua actividade profissional. Este decreto-lei estipula também a criação de uma base de dados que constitui o registo central das doses acumuladas pelas pessoas expostas às radiações ionizantes, no exercício da sua profissão. A sua manutenção e actualização são da responsabilidade do Instituto Tecnológico e Nuclear (ITN) (37).

No caso da trabalhadora grávida, terão que ser tomadas medidas para que a dose equivalente recebida pela criança em gestação não exceda 1mSv durante a gravidez. Porém, a

legislação nacional apresenta uma contradição relativamente a uma trabalhadora grávida exposta a radiações ionizantes:

- **Decreto-lei nº222/2008** – afirma que a dose equivalente recebida pela criança em gestação não deverá exceder 1mSv durante o período da gravidez (o nascituro é tratado como um membro do público) (39).

- **Lei nº102/2009** – proíbe a trabalhadora grávida e lactante de realizar actividades em que esteja ou possa estar exposta a agentes físicos como as radiações ionizantes (41).

3.7. Protecção Radiológica Ocupacional dos Profissionais em CI

As doses recebidas pelos profissionais que realizam procedimentos de CI estão directamente relacionadas com as doses recebidas pelos pacientes. Estes são a principal fonte de radiação dispersa, sendo esta a maior responsável pelas doses recebidas pelos trabalhadores expostos (10; 19).

A magnitude da radiação dispersa depende da dose de radiação recebida pelo paciente. Assim, o campo da radiação existente em redor da mesa de pacientes não é uniforme, pelo que o posicionamento dos profissionais relativamente a este e ao equipamento fluoroscópico é um factor a ter em conta no que respeita à diminuição das doses ocupacionais (10; 19). Desta forma, todas as medidas de protecção que sejam adoptadas para reduzir a dose no paciente, também permitem diminuir as doses dos profissionais (19).

3.7.1. Factores que influenciam a dose recebida pelos profissionais

Existem alguns factores aos quais os profissionais deverão ter particular atenção, na medida em que afectam as suas doses ocupacionais:

- **Distância à fonte de radiação:** A taxa de dose produzida por uma fonte diminui à medida que nos afastamos dela.

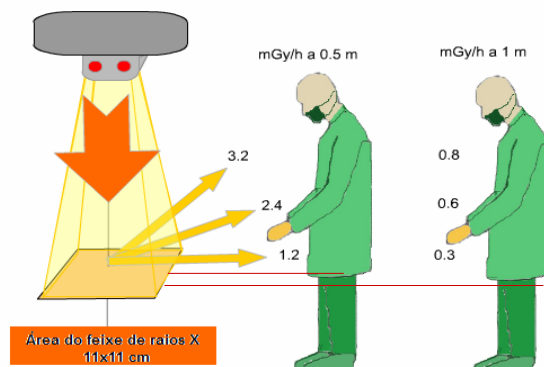


Fig. 3.6- Radiação dispersa gerada por um feixe de raios X (área 11cmX11cm) a 100kV e 1mA: quanto maior é a distância em relação ao paciente, menor é a taxa de dose recebida pelo profissional. Adaptado de (19).

A maior parte da dose que o profissional recebe vem da radiação dispersa gerada pelo paciente, que não é uma fonte pontual. Porém, para distâncias suficientemente grandes, existe um bom ajuste com a lei do inverso do quadrado da distância (Fig.3.6) (19).

- **Geometria tubo de raios X- mesa de pacientes:** Para diminuir a dose ocupacional, em específico a nível do cristalino e da tiróide, devem-se considerar algumas geometrias no equipamento fluoroscópico, nomeadamente a colocação do receptor de imagem por cima da mesa de pacientes e o tubo de raios X por baixo desta (Fig.3.7). Esta configuração permite reduzir as doses ocupacionais num factor de três e permite diminuir o risco de lesões no cristalino, quando comparada com a configuração em que o tubo de raios X se encontra por cima da mesa (19).

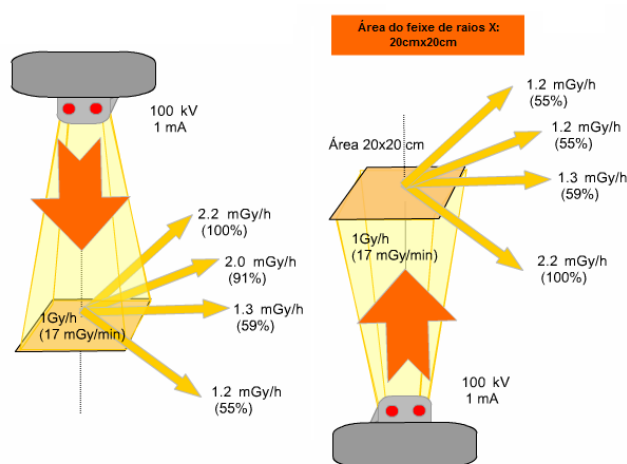


Fig. 3.7- Influência da posição do tubo de raios X relativamente à mesa de pacientes. Adaptado de (19).

Quando numa determinada projecção o tubo de raios X se aproxima do plano horizontal, os profissionais deverão situar-se, sempre que possível, do lado do receptor de imagem, pois do lado da fonte a dose ocupacional poderá aumentar devido à dispersão provocada pelo paciente (19).

- **Tempo de exposição:** A dose recebida por radiação externa é directamente proporcional ao tempo de exposição. Em CI, como as intervenções realizadas são complexas, usam-se normalmente tempos de emissão de raios X elevados. No entanto, o treino e a prática dos operadores na realização dos procedimentos de CI, bem como os seus conhecimentos sobre o equipamento e as técnicas de diagnóstico permitem diminuir consideravelmente os tempos de exposição e, conseqüentemente, a dose (19).

- **Blindagem:** Nos procedimentos de CI, a blindagem é usada nas salas de cateterismo cardíaco, sob a forma de barreiras de protecção (protecção de tecto suspensa e protecção lateral da mesa de pacientes) e sob a forma equipamentos de protecção individual (EPI) (avental ou configuração colete/saia, colar protector de tiróide, luvas e óculos plumbíferos):

- **Protecção de tecto suspensa** - Consiste num acrílico transparente, com uma determinada espessura de equivalente de chumbo (Pb), que deve ser colocado o mais próximo possível do doente, já que este é a fonte de radiação dispersa para o operador (Fig.3.8). Quando utilizada de forma correcta, esta protecção permite reduzir a dose no cristalino (até 6 a 7 vezes, na configuração em que o tubo está por cima da mesa) e proteger a parte superior do corpo do operador (9; 42).

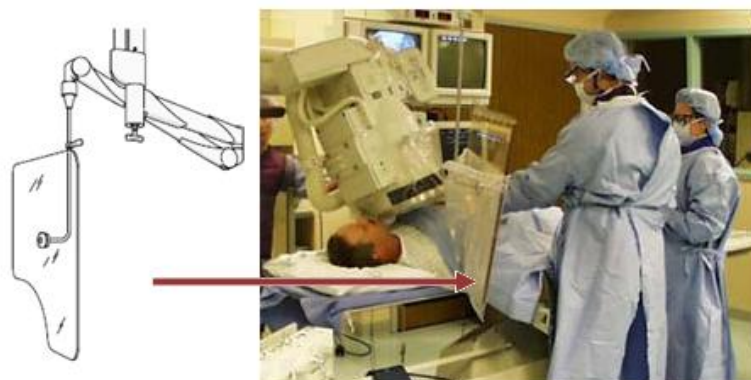


Fig. 3.8- Exemplo da colocação da protecção de tecto suspensa durante a realização de um procedimento de CI. Adaptado de (18; 19).

- **Protecção lateral da mesa de pacientes** - É um biombo flexível (Fig.3.9) que possui uma determinada espessura de Pb e reduz entre 2 a 5 vezes as doses recebidas a nível dos membros inferiores dos operadores, quando o tubo se encontra por baixo da mesa. Porém, a sua utilização pode por vezes ser dificultada quando usadas algumas angulações do arco em C (9; 42).

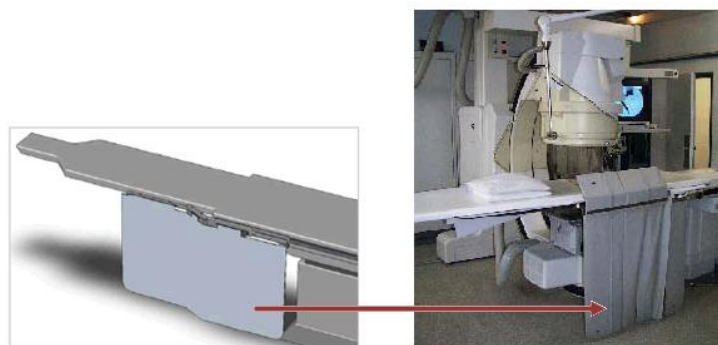


Fig. 3.9 - Representação da protecção lateral da mesa de pacientes. Adaptado de (18; 19).

- **Avental ou colete/saia** – Se apresentarem um equivalente de 0,5mm Pb, estes EPI's podem atenuar até cerca de 95% da radiação dispersa, tendo em conta as energias dos raios X usadas em procedimentos intervencionistas (4; 9). Os aventais, as saias e os coletes plumbíferos (Fig.3.10) devem ser alvos de uma inspecção diária ou

semanal, para averiguar a existência de defeitos, devendo ainda ser examinados fluoroscopicamente, de forma anual (4).



Fig. 3.10- Exemplo de um avental plumbífero (A) e da configuração colete/saia (B) utilizados pelos profissionais que realizam procedimentos intervencionistas. Adaptado de (19).

- **Protector de tiróide** – Pode reduzir a dose recebida pelos profissionais num factor entre 1,5 e 3, quando usado juntamente com um avental (ou colete/saia) que tenha um equivalente de 0,35mm Pb (Fig.3.11-A) (19).

- **Luvas plumbíferas** – As luvas plumbíferas do tipo cirúrgicas (Fig. 3.11-B) com um equivalente de 0,02mm Pb podem diminuir a dose nas mãos em cerca de 15-20% (43). Estas devem ser usadas para proteger as mãos dos profissionais da radiação dispersa, originada a partir da interacção do feixe de raios X primário com o paciente. Não se devem utilizar quando as mãos dos operadores estão na direcção do feixe primário, pois o próprio controlo de exposição automático do equipamento vai aumentar a taxa de dose, para que os raios X penetrem a barreira de Pb das luvas, o que leva a doses maiores nas extremidades (4; 9). As desvantagens apontadas a este equipamento de protecção são essencialmente os custos elevados e a perda de sensibilidade, o que dificulta a manipulação dos cateteres (9).



Fig. 3.11- Exemplos de EPI's: A- Colar protector de tiróide usado no pescoço pelos profissionais; B- Luvas cirúrgicas plumbíferas usadas pelos operadores nos procedimentos intervencionistas. Adaptado de (19).

- **Óculos plumbíferos** – A sua utilização permite atenuar entre 35% a 95% da radiação dispersa. A dimensão das lentes, a presença ou ausência de protecção lateral nos óculos (Fig.3.12) e o posicionamento dos operadores na sala durante o exame justificam a vasta gama de atenuações (9). Embora sejam caros e causem algum desconforto devido ao seu peso, estes óculos contribuem para uma protecção eficaz do cristalino, caso apresentem protecção lateral adicional e as suas lentes contenham no mínimo um equivalente de 0.25mm Pb (4; 44).

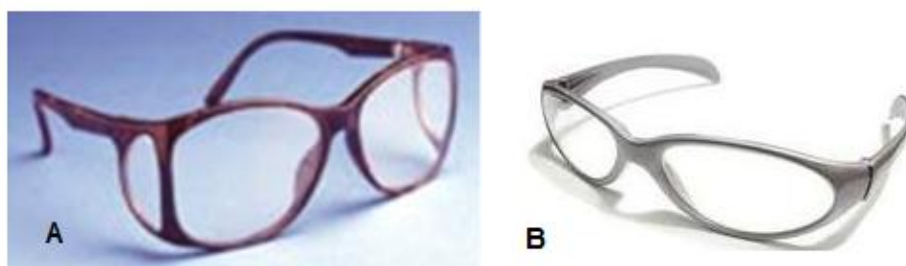


Fig. 3.12- Exemplo de óculos plumbíferos: com protecção lateral (A) e sem protecção lateral (B). Adaptado de (42).

- **Acesso arterial:** A escolha do acesso arterial para a realização das intervenções influencia a dose ocupacional, pois a posição dos operadores relativamente ao paciente varia. O acesso radial, quando comparado com o femoral, requer uma maior proximidade do cardiologista ao feixe de raios X, pelo que as suas mãos estão expostas, em média, a um maior nível de radiação dispersa, como ilustra a Fig.3.13. A grande vantagem do acesso radial é que permite uma rápida recuperação dos pacientes (43).

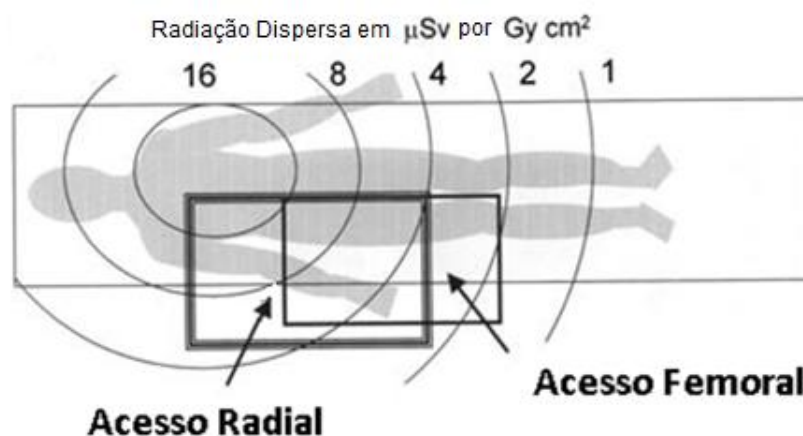


Fig. 3.13- Zona de posicionamento das mãos dos operadores no acesso radial e femoral. Adaptado de (45).

3.8. Protecção Radiológica dos Pacientes em CI

3.8.1. Factores que influenciam a dose recebida pelos pacientes

Durante a realização de procedimentos cardiovasculares invasivos existem alguns factores que afectam a dose recebida pelo paciente (46):

- **Tamanho do paciente:** Quanto maior for o índice de massa corporal do paciente, maior é a atenuação do feixe, sendo por isso necessário aumentar a tensão e a intensidade da corrente, o que consequentemente aumenta a dose do paciente. A radiação dispersa também aumenta e, para que a qualidade de imagem se mantenha aceitável, são necessárias taxas de dose mais elevadas. A maioria dos equipamentos usados em CI possui um sistema de controlo de exposição automático que otimiza as condições de exposição em função da espessura do paciente (46).

- **Complexidade dos procedimentos:** Existem algumas situações em que a dose do paciente é superior a determinados valores descritos na literatura como sendo usuais, sem que para isso exista alguma anomalia no equipamento ou no protocolo clínico. A complexidade que alguns procedimentos de CI apresentam, pode obrigar a um aumento do tempo do exame, o que resulta num aumento do tempo de fluoroscopia e do número de imagens adquiridas e que, consequentemente, aumenta a dose do paciente (46).

- **Geometria do receptor de imagem-paciente:** O operador deve posicionar o receptor de imagem tão próximo do paciente quanto o possível, como mostra a Fig.3.14. Assim, reduz-se a dose na pele do paciente (dose de entrada), devido à lei do inverso do quadrado da distância, que se aplica directamente ao feixe de raios X. Deste modo, para minimizar a dose do paciente, a distância do foco do tubo de raios X à pele (focus-skin distance - FSD) deve ser máximo enquanto a distância receptor-paciente deve ser mínima (46).

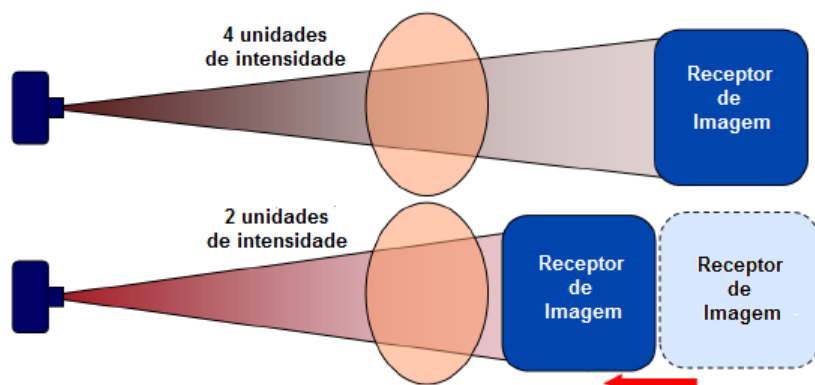


Fig. 3.14- Distância receptor de imagem-paciente: ao se minimizar a distância existente entre o receptor de imagem e o paciente, a dose de entrada diminui. Adaptado de (47).

- **Projeções usadas para direccionar o feixe de raios X:** Nas projecções laterais e oblíquas, a distância FSD é menor do que nas projecções PA, e por esse motivo a dose na pele dos pacientes é maior. Como se observa na Fig.3.15, o diâmetro do paciente (h) também é maior nas projecções oblíquas e laterais, pelo que são necessárias taxas de dose mais elevadas para que o feixe penetre as diferentes estruturas anatómicas do paciente. Deste modo, nos procedimentos de intervenção mais demorados, é importante evitar a exposição dos mesmos locais da pele do paciente, devendo-se alterar, sempre que possível, a direcção de orientação dos raios X (46).

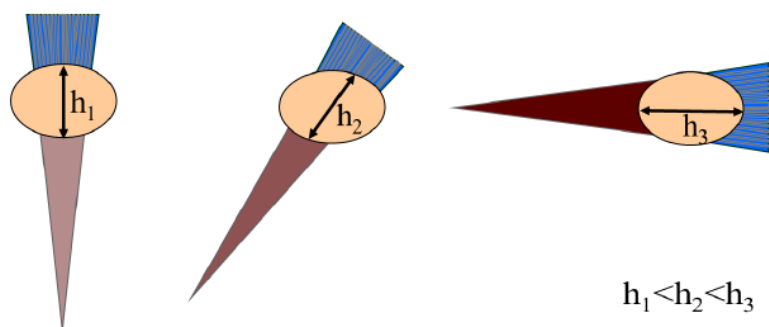


Fig. 3.15- Diferentes diâmetros h para o paciente: h1 na projecção PA, h2 na projecção oblíqua e h3 na projecção lateral. Adaptado de (47).

- **Fluoroscopia pulsada:** Este modo de emissão permite reduzir a exposição dos pacientes, pois são emitidos uma série de pulsos de raios X de curta duração (Fig.3.16). Quanto menor a taxa de aquisição de imagens por segundo, menor será a dose recebida pelo paciente (46).

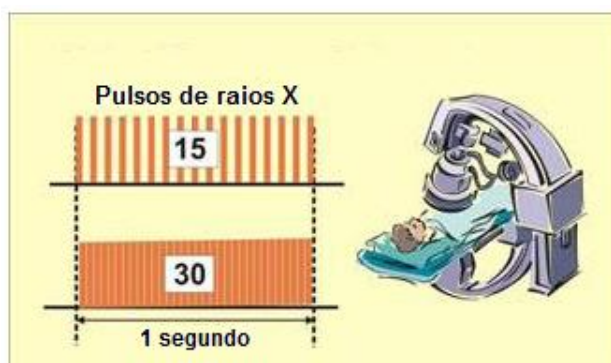


Fig. 3.16- Exemplo de diferentes taxas de aquisição de imagens: deve-se utilizar a fluoroscopia pulsada com a taxa de aquisição mais baixa possível que permita obter imagens sem perder a qualidade diagnóstica e prognóstica. Adaptado de (47).

- **Intensidade da corrente do tubo de raios X:** Controla a quantidade de radiação emitida por segundo. O aumento da intensidade da corrente conduz a um aumento proporcional na taxa de dose de radiação emitida pelo tubo. Logo, a exposição a que o

paciente está sujeito é maior, sendo igualmente registado um aumento do brilho das imagens mostradas no monitor (46).

- **Energia do feixe de raios X:** A dose no paciente pode ser reduzida usando-se no equipamento de fluoroscopia tensões mais elevadas, que permitem usar correntes menores. A tensão de pico aplicada ao tubo determina o poder de penetração do feixe de raios X, pois quanto maior for a capacidade de penetração da radiação, há um número maior de fotões que atravessa o paciente e alcança o receptor de imagem. O efeito negativo dos valores de tensão mais elevados refere-se à perda de contraste em imagens de tecidos biológicos que apresentem densidades semelhantes (46).

- **Colimação do feixe de raios X:** Os colimadores mantêm o tamanho do campo de radiação o mais pequeno possível, de forma a visualizar a zona anatómica de interesse. O uso correcto do sistema de colimação permite obter reduções significativas da dose tanto do paciente como do profissional. A diminuição do tamanho do campo reduz a quantidade de radiação dispersa que alcança o receptor de imagem, melhorando também assim a qualidade das imagens (19, 46).

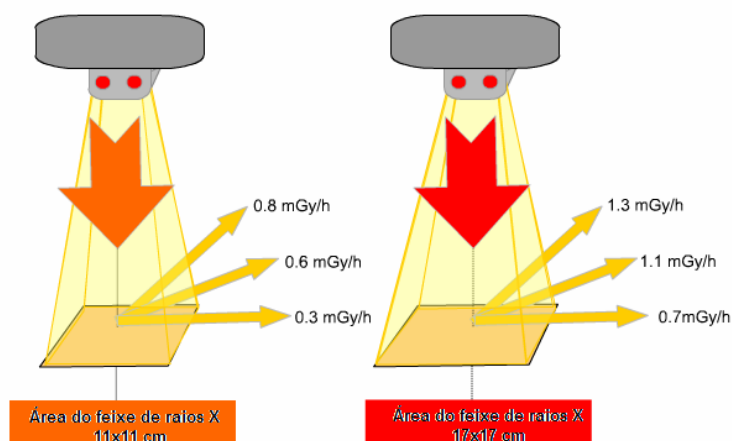


Fig. 3.17- Radiação dispersa gerada por dois feixes de raios X, com tamanhos diferentes, a 100kV e 1mA: quanto maior é a área de interacção, maior é a radiação dispersa e portanto maior é a dose recebida pelo profissional e pelo paciente. Adaptado de (19).

Tal como mostra a Fig.3.17, afastando-se os colimadores, consegue-se ter uma maior área de irradiação, o que implica um aumento da radiação dispersa. Aumentando o campo de radiação em um factor de dois, tanto a área de tecido exposto, como a radiação dispersa aumentam cerca de um factor de quatro.

- **Magnificação:** O uso de magnificação aumenta a dose recebida pelo paciente, na medida em implica uma diminuição da zona irradiada. Esta redução faz com que haja um menor número de fotões raios X a atingir o receptor de imagem. Logo, o sistema de controlo de exposição automático compensa esta diminuição fornecendo ao paciente uma dose superior.

4. Efeitos Biológicos da Radiação

Os procedimentos de fluoroscopia na área da CI são, por norma, complexos e podem envolver doses de radiação relativamente elevadas tanto para os profissionais de hemodinâmica como para os pacientes. Este é um motivo de preocupação crescente, já que a exposição às radiações ionizantes está associada a efeitos prejudiciais para a saúde (9; 10).

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes em tecido vivo dependem da dose absorvida, do tipo de radiação e respectivo espectro de energia, do número total de células irradiadas e das diferentes respostas biológicas para os diferentes tecidos (26).



Fig. 4.1 - Desenvolvimento dos efeitos biológicos da radiação ionizante, produzidos a nível celular. Adaptado de (48).

No esquema da Fig.4.1 encontram-se representados os possíveis efeitos biológicos da radiação nas células. O desenvolvimento destes efeitos inicia-se com os processos físicos de absorção de energia nos tecidos biológicos, resultando em ionizações que causam alterações a nível molecular, mais concretamente modificações no DNA do núcleo celular. Após a irradiação, a célula pode simplesmente morrer ou pode ficar danificada. Caso um elevado número de células de um tecido não sobreviva, pode ocorrer a perda de função de um órgão ou tecido, que é tanto maior quanto mais células forem afectadas. Se a célula apresenta danos, são accionados os mecanismos naturais de reparação celular que corrigem estas lesões e a probabilidade da reparação ser bem sucedida depende da extensão e localização da lesão. Como nem todos os mecanismos de reparação funcionam correctamente, a célula pode começar a operar de forma anómala, surgindo clones de células modificadas. Nem todas as células são igualmente propensas a apresentar danos provocadas pela radiação, pois quanto mais activamente reprodutiva é a célula, mais sensível é à lesão (26; 28).

4.1. Efeitos Determinísticos e Efeitos Estocásticos

Os efeitos de saúde mais adversos que resultam da exposição à radiação podem ser agrupados em duas categorias (25):

-Efeitos determinísticos, que se devem maioritariamente à morte e/ou mau funcionamento de células após doses de radiação elevadas.

-Efeitos estocásticos, que envolvem não só o aparecimento de cancro no indivíduo exposto, devido a lesões e mutações das células somáticas, mas também a transmissão de doenças hereditárias, caso as células germinativas do indivíduo sejam afectadas.

Os efeitos determinísticos são aqueles que apresentam uma clara relação causal entre a dose e o efeito provocado. São efeitos somáticos, na medida em que se manifestam apenas no indivíduo exposto e surgem como consequência da morte colectiva de um número significativo de células no tecido irradiado. Existe um limite de dose de radiação abaixo do qual nenhum efeito é observado, pelo que a incidência e severidade da lesão aumentam com a dose recebida. Lesões cutâneas, fibrose, anemias, esterilidade, queda de cabelo, cataratas oculares e danos nas células hematopoiéticas são exemplos típicos de efeitos determinísticos, cujo aparecimento pode ser imediato ou tardio (25; 26; 28).

Por sua vez, os efeitos estocásticos devem-se a alterações no material genético que podem ocorrer para baixas doses ou baixas taxas de dose. A lesão de uma única célula é suficiente para produzir o efeito, podendo este ser somático (aumento do risco de cancro alguns anos após a exposição) ou hereditário (doenças hereditárias nas gerações seguintes). Os efeitos estocásticos são de natureza probabilística pois o aumento da dose não aumenta a gravidade dos danos, mas sim a probabilidade de ocorrerem. Estes efeitos surgem tardiamente sob a forma de carcinogénese, como leucemias e anomalias hereditárias (25; 26; 28).

4.2. Riscos da radiação relacionados com a CI

As altas doses registadas nos procedimentos intervencionistas, se não forem conhecidas nem optimizadas, podem aumentar os riscos de efeitos estocásticos e produzir efeitos determinísticos nos profissionais e pacientes.

4.2.1. Riscos da radiação para os profissionais de CI

Além das lesões em pacientes, também têm sido observados casos de cataratas e sérios danos nas mãos dos profissionais que realizam procedimentos de cardiologia de intervenção. Estas lesões devem-se essencialmente à exposição crónica à radiação a que estes procedimentos obrigam.

As doses relativamente elevadas de radiação produzem efeitos determinísticos a nível ocular, podendo ocorrer danos na conjuntiva, na íris e nos vasos sanguíneos da retina. O cristalino é, porém, o local mais crítico pois pode sofrer danos irreversíveis a partir de uma dose relativamente baixa de radiação, havendo uma posterior formação opacidades e de cataratas. Para que se desenvolva catarata progressiva é necessário que o olho seja sujeito a uma única dose acima dos 2Gy. A catarata geralmente tem um período de latência de 8 anos para doses absorvidas entre os 2,5-6,5Gy (2), embora estudos recentes afirmem que o período de latência para a formação das cataratas é inversamente proporcional à dose de radiação administrada (4). A catarata induzida por radiação é distinta das que ocorrem naturalmente e recebe a designação de catarata subcapsular posterior (Fig.4.2) (36).



Fig. 4.2- Exemplo de uma catarata subcapsular posterior induzida por radiação, assinalada na figura por 1. Adaptado de (36).

Também se tem registado um aumento do número de casos reportados no que respeita a alterações na pele das mãos dos primeiros e segundos operadores que executam os exames de CI (5).

O risco do aparecimento de cancro mortal está aparentemente relacionado com a dose recebida acumulada ao longo do tempo de vida de um indivíduo. Existem extrapolações recentes, baseadas nas observações dos incidentes de Hiroshima e Nagasaki, que indicam que o risco de indução de cancro mortal devido à exposição de corpo inteiro aos raios X é aproximadamente 4% por Sv, para os níveis de radiação existentes no meio médico. Um cardiologista que realize um grande número de procedimentos intervencionistas e receba aproximadamente 20mSv/ano e se trabalhar durante cerca de 30 anos (49) , a dose total recebida seria de 600mSv, o que se traduz num risco acrescido de 2,4% para o surgimento de cancro fatal.

4.2.2. Riscos da radiação para os pacientes

Os procedimentos de CI podem envolver a irradiação prolongada de áreas específicas da pele do paciente, sendo por isso conhecidos por trazerem o risco de eritema e outro tipo de lesões cutâneas devidas à radiação (23). Estes efeitos determinísticos apenas se desenvolvem depois de um certo limiar de dose ser excedido e a sua gravidade depende da magnitude da dose recebida. Na Tabela 4.1 são apresentadas algumas das lesões cutâneas reportadas à Food and Drug Administration (FDA) observadas na pele de pacientes submetidos a procedimentos guiados fluoroscopicamente.

Tabela 4.1- Limites de dose necessários para que determinado efeito seja observado e o tempo que decorre entre a irradiação e o surgimento da lesão, de acordo com (7).

Efeito	Limiar de dose (Gy)	Tempo de aparição do efeito
Eritema imediato transiente	2	horas
Eritema principal	6	~10 dias
Depilação temporária	3	~3 semanas
Depilação permanente	7	~3 semanas
Escamação seca	14	~4 semanas
Escamação húmida	18	~4 semanas
Ulceração secundária	24	>6 semanas
Eritema tardio	15	~8-10 semanas
Necrose dérmica isquémica	18	>10 semanas
Necrose dérmica	>12?	>1 ano
Cancro da pele	Estocástico	>5 anos

A gravidade e o período de latência necessário ao aparecimento da lesão dependem não só da dose mas também das características da intervenção realizada e das condições do paciente (23). A resposta da pele a altos níveis de radiação ionizante segue um padrão típico, o qual é descrito de seguida (3; 6):

1. **Eritema imediato transiente** – Manifesta-se poucas horas após a exposição a um pico de dose de radiação que exceda os 2Gy e representa uma fase inicial de inflamação, com dilatação dos vasos capilares, também referida como radiodermite. A área da lesão é bem definida e corresponde à região onde o feixe incidiu, que no caso da CI é principalmente nas costas ou sob a axila direita dos pacientes. Esta reacção, semelhante a uma queimadura solar, atinge o seu auge ao fim de 24 horas e desaparece após 48 horas.
2. **Eritema principal** – Após aproximadamente 10 dias (e após uma dose de cerca de 6 Gy) ocorre uma segunda vermelhidão na pele, explicada por uma resposta inflamatória às lesões nas células epidérmicas basais. Passadas 3-6 semanas, observa-se descamação seca ou húmida, consoante a dose de radiação fornecida (entre os 14-18 Gy).
3. **Eritema tardio e necrose dérmica** – Entre as 8-10 semanas, ocorre a descoloração da pele para um pico de dose superior a 15 Gy. Ocorrem danos microvasculares que conduzem a uma progressiva insuficiência vascular da derme. A probabilidade de se desenvolver necrose dérmica aumenta para doses superiores a 18 Gy. As úlceras induzidas por radiação requerem uma remoção cirúrgica e a realização de enxertos.
4. **Lesões cutâneas tardias** – Resultam de danos feitos nas camadas mais profundas da pele, principalmente na derme. Esta última fase caracteriza-se pela atrofia do tecido dérmico, dilatação atípica dos capilares dérmicos superficiais e necrose.

A complexidade dos procedimentos de CI, o elevado número de imagens adquiridas e o uso prolongado de fluoroscopia são os principais factores que conduzem a sobre-exposições. Como as lesões na pele não têm um aparecimento imediato, o médico não se apercebe dos danos ao observar o paciente logo após a intervenção. A tolerância da pele à radiação depende significativamente do volume de tecido irradiado, pois à medida que o volume de pele irradiada diminui, a dose necessária para produzir necrose aumenta. Além disso, diferentes zonas da pele apresentam radios sensibilidades distintas - o tórax, o abdómen, as coxas, as costas e o rosto são progressivamente mais radios sensíveis (3).

A baixas taxas de dose, as lesões celulares são reparadas e as células mortas são substituídas durante todo o processo de acumulação de dose. Por sua vez, os pacientes que são submetidos a várias intervenções no espaço de dias ou semanas, a dose total que recebem é fraccionada, o que diminui, por procedimento, a tolerância da pele à radiação, e consequentemente reduz a capacidade deste tecido reparar os danos (3).

O risco de indução de cancro deve-se a reparações incorrectas de danos no DNA de uma única célula, cujo resultado é uma alteração genética. A probabilidade do aparecimento de tumores malignos rádio-induzidos aumenta com a energia da radiação absorvida pelos diferentes órgãos e tecidos do paciente, mas a sua gravidade é independente da dose total. Os pacientes pediátricos são mais susceptíveis a este tipo de tumores, na medida em que as suas células, por ainda se encontrarem numa fase de elevada proliferação, são mais radios sensíveis que as dos adultos (32).

5. Materiais e Métodos

As informações dosimétricas necessárias para o desenvolvimento deste trabalho foram obtidas no Hospital Garcia de Orta, EPE, em Almada, onde foi realizado o estágio no âmbito da dosimetria e da protecção radiológica.

O estudo realizado consistiu numa avaliação das doses recebidas tanto pelos profissionais como pelos pacientes durante os procedimentos de CI, realizados na Sala de Angiografia, procurando-se igualmente perceber quais as medidas que os trabalhadores expostos adoptam relativamente à protecção contra as radiações neste tipo de intervenções. Durante o período do estágio foi também possível observar alguns dos procedimentos de CI efectuados.

Como os materiais e as metodologias seguidas para a avaliação da exposição dos profissionais e dos pacientes diferem entre si, o presente trabalho foi dividido em dois temas:

- **Tema A** - Dosimetria de profissionais envolvidos em procedimentos de CI
- **Tema B** - Dosimetria de pacientes sujeitos a procedimentos de CI

5.1. Tema A - Dosimetria de profissionais envolvidos em procedimentos de CI

Tal como foi referido anteriormente, a exposição à radiação a que os profissionais estão sujeitos é descrita pelo Hp(10), que é normalmente utilizado para estimar a dose efectiva, enquanto o Hp(0,07) fornece uma estimativa conservadora da dose equivalente (50). Desta forma, a dose efectiva e a dose equivalente são determinadas através das leituras provenientes de dosímetros pessoais, colocados em determinados regiões do corpo dos profissionais (10).

A monitorização individual dos trabalhadores profissionalmente expostos pode ser realizada através do processo de dosimetria termoluminescente, cujo principal objectivo consiste em controlar as exposições ocupacionais para garantir que os limites de dose não são ultrapassados.

5.1.1. Dosimetria de Termoluminescência (TLD)

A termoluminescência é um fenómeno que consiste na emissão de luz por estimulação térmica. Os cristais termoluminescentes têm a capacidade de armazenar a energia fornecida

pela radiação e de posteriormente libertá-la, sob a forma de luz, após serem submetidos a uma determinada temperatura (28).

Existem diversos materiais que podem ser usados na dosimetria de termoluminescência, como o sulfato de cálcio dopado com magnésio ($\text{SO}_4\text{Ca:Mg}$), o sulfato de cálcio dopado com disprósio ($\text{SO}_4\text{Ca:Dy}$), o fluoreto de lítio (LiF), entre outros. O LiF é dos materiais mais utilizados nos dosímetros TLD pois o seu número atômico efectivo é muito próximo do tecido biológico, pelo que o valor da dose absorvida neste material é muito próxima do valor da dose recebida pelo tecido (26). As propriedades dos dosímetros TLD utilizados neste trabalho encontram-se na Tabela 5.1:

Tabela 5.1- Propriedades mais relevantes dos dosímetros TLD usados para a monitorização individual.

Material de TLD		$\text{SO}_4\text{Ca:Dy}$	LiF:Mg,Cu,P
Intervalo de Energia (radiação X e γ)	Hp(10)	30keV a 5Mev	16keV a 6,610Mev
	Hp(0,07)	30keV a 5Mev	16keV a 1,250Mev
Gama de dose (mínima)		0,03mSv	0,02mSv

Nos dosímetros TLD, a quantidade de luz emitida pelo cristal durante o aquecimento, é proporcional à dose de radiação absorvida. Assim, a intensidade da luz emitida pode ser correlacionada com a dose recebida, mais concretamente com a grandeza dosimétrica que pretende medir, através de um rigoroso processo de calibração. Depois de serem lidos, os dosímetros TLD perdem a informação armazenada, o que permite a reutilização dos mesmos (28).

5.1.2. Posicionamento dos profissionais na Sala de Angiografia

A Sala de Angiografia, onde são realizados os exames de CI, é constituída por uma sala de comandos e por uma sala de procedimentos, encontrando-se na Fig.5.1 uma representação esquemática do posicionamento de todos os profissionais de saúde que se encontram envolvidos neste tipo de intervenções – médicos cardiologistas, técnicos de cardiopneumologia, enfermeiros e técnicos de radiologia.

Tal como se observa na Fig.5.1, os profissionais que realizam os procedimentos de CI são um médico cardiologista e um técnico de cardiopneumologia, que assumem as funções de primeiro e segundo operadores, respectivamente. Como operam directamente sobre o paciente, encontram-se mais próximos da fonte de raios X do que qualquer outro profissional.

Também se encontra presente no interior da sala de procedimentos um segundo técnico de cardiopneumologia que embora esteja mais afastado da mesa de pacientes, e consequentemente da fonte de radiação, pode ter de se movimentar pela sala para fornecer aos operadores os dispositivos médicos necessários para a realização das intervenções.

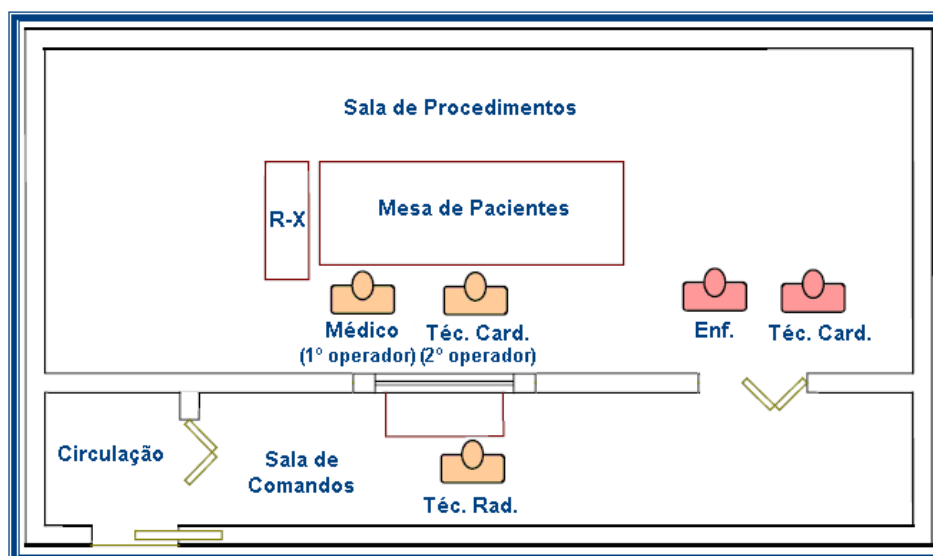


Fig. 5.1- Esquema da Sala de Angiografia: na sala de procedimentos, onde é realizado o exame de CI encontra-se o médico cardiologista (1º operador), um técnico de cardiopneumologia (2º operador), um enfermeiro e um segundo técnico de cardiopneumologia; na sala de comandos encontra-se o técnico de radiologia.

O enfermeiro monitoriza os sinais vitais do paciente e localiza-se igualmente no interior da sala de procedimentos, mais afastado do tubo de raios X, como mostra a Fig.5.1. Porém, caso seja necessário prestar auxílio ao paciente, o enfermeiro terá também de se movimentar pela sala, podendo ficar mais próximo da fonte de radiação.

Por sua vez, o técnico de radiologia encontra-se, por norma, na sala de comandos a monitorizar os parâmetros técnicos do exame, geralmente associados à aquisição de imagem e ao controlo do tubo de raios X (como por exemplo corrente, tensão, etc).

5.1.3. Medidas de controlo da exposição ocupacional às radiações ionizantes adoptadas pelos profissionais envolvidos em procedimentos de CI

Para verificar quais as práticas relativas à protecção radiológica que são seguidas na Sala de Angiografia, foi elaborado um inquérito sobre as medidas de controlo adoptadas pelos profissionais expostos a radiações ionizantes em procedimentos de CI.

Este questionário (ver Anexo B), constituído por 9 perguntas, aborda aspectos relativos à utilização de EPI e à monitorização individual. Foi entregue a todos os profissionais que actualmente participam na execução dos exames de CI, na Sala de Angiografia – 5 cardiologistas, 5 técnicos de cardiopneumologia, 6 enfermeiros e 6 técnicos de radiologia.

Para analisar os dados obtidos a partir deste questionário utilizou-se o programa *Microsoft Office Excel 2007*.

5.1.4. Avaliação Retrospectiva dos equivalentes de dose individual entre 2005-2009

O estudo retrospectivo abrangeu o período entre 2005-2009, para estes cinco anos foram analisados os registos dos equivalentes de dose individual de todos os profissionais que participam na execução dos procedimentos cardíacos de intervenção, independentemente do grupo profissional a que pertencem. Os dados necessários para o estudo foram recolhidos a partir de registos dosimétricos, já existentes no Serviço de Hemodinâmica, do Hospital Garcia de Orta.

Para o período em estudo foi efectuado um levantamento do número total de exames realizados. Assim, contabilizaram-se 6679 exames de CI (correspondendo a uma média de 1336 ± 81 procedimentos por ano), dos quais 3498 foram CA's, 847 foram PTCA's, 2234 corresponderam a CA's combinadas com PTCA's e 100 a outro tipo de intervenções cardíacas.

Foi avaliada a exposição de 5 cardiologistas, 4 técnicos de cardiopneumologia, 7 técnicos de radiologia e 6 enfermeiros, cuja monitorização foi feita através da utilização de um dosímetro TLD ($\text{SO}_4\text{Ca:Dy}$) de corpo inteiro, colocado na região pré-cordial dos profissionais, por baixo do EPI. Neste estudo assumiu-se que todos os trabalhadores expostos utilizaram os mesmos EPI. Os dosímetros pessoais foram calibrados para determinar o $H_p(d)$, às profundidades de 0,07mm e 10mm, tendo sido substituídos mensalmente.

Os exames de CI foram realizados num sistema fluoroscópico rotacional e monoplanar, em forma de arco em C (*Advantx LCV, GE Healthcare*). Devido à substituição deste equipamento no final do ano de 2010, não foi possível aceder às suas características técnicas para estas serem detalhadas na presente tese.

Os dados referentes aos valores de $H_p(d)$ foram analisados com o programa *Microsoft Office Excel 2007*.

5.1.5. Estudo dosimétrico dos procedimentos de CI realizados entre Maio e Junho de 2011 para os profissionais do Serviço de Hemodinâmica.

Este estudo foi desenvolvido durante os meses de Maio e Junho de 2011, na Sala de Angiografia. Nesta secção do trabalho foram apenas avaliadas as doses de radiação recebidas pelos profissionais do Serviço de Hemodinâmica, constituído por 5 cardiologistas e 5 técnicos de cardiopneumologia, pois são estes profissionais que se encontram mais expostos à radiação ionizante durante os procedimentos.

Durante este período, realizaram-se 211 procedimentos intervencionistas de cardiologia, dos quais 105 foram CA's, 16 corresponderam a PTCA's e 90 foram CA's combinadas com PTCA's.

De seguida será feita uma breve apresentação do equipamento médico que actualmente existe na Sala de Angiografia e a informação dosimétrica que fornece, qual a

monitorização individual proposta para este Maio e Junho de 2011 e quais os métodos que se utilizaram para avaliar as doses ocupacionais determinadas durante o período do estudo.

5.1.5.1. Equipamento de fluoroscopia existente na Sala de Angiografia

O equipamento fluoroscópico existente na Sala de Angiografia é um sistema biplanar (Artis Zee Biplanar, Siemens) composto por um arco em C montado no solo e outro no tecto, como mostra a Fig.2.3.

O sistema tem dois geradores de raios X (POLYDOROS A100) de alta frequência, com uma potência nominal de 80kW (a 100kV e 800mA). Estes fazem uma adaptação automática da corrente na ampola de raios X à distância fonte-receptor de imagem (18).

Cada arco em C tem um tubo de raios X (Megalix Cat Plus 125/20/40/80), com tensão máxima de 125kV e três tamanhos de foco: micro (0.3mm), small (0.6mm) e large (1.0mm). Para além da filtragem inerente do tubo (0.6mm de alumínio a 70kV), existe ainda um conjunto de filtros de cobre (0.1mm, 0.2mm, 0.3mm, 0.6mm e 0.9mm), adaptável para a redução da dose na pele do paciente (18).

Cada arco possui, na extremidade oposta ao tubo de raios X, um detector digital plano de elevada resolução (30cmx40cm), sendo possível obter frequências de imagens para fluoroscopia e para aquisição até 30f/s. Ambos os detectores apresentam cinco modos de ampliação: 30cmx30cm, 22cmx22cm, 16cmx16cm, 11cmX11cm e 8cmx8cm. A transferência de dados do detector para o sistema de imagem é feita através de um cabo de fibra óptica (Gigalink) de alta velocidade (18).

Nos procedimentos de CI, apenas é usado o arco em C montado no solo, ficando-se com uma configuração monoplanar do equipamento.

5.1.5.2. Informação do Protocolo de Exame do Paciente

Todos os parâmetros de um procedimento de CI, relacionados com a fluoroscopia ou com a aquisição, são gravados automaticamente nos protocolos de exame dos pacientes, os quais estão acessíveis através do software de aquisição e processamento de imagem Siemens Artis Syngo. Na Fig.5.2 encontra-se um exemplo de um protocolo de exame, cuja informação, por linha, é a seguinte:

- **Linha 1** - Nº da exposição
 - Modo de aquisição (CARD)
 - Controlo da taxa de frames (FIXED)
 - Programa de aquisição (Coronarias)
 - Duração da aquisição (s)
 - Taxa de aquisição de imagens (f/s)
 - Data e hora de aquisição

- **Linha 2** - Plano de aquisição (Plano A para arco do solo e Plano B para arco do tecto)
 - Tensão do tubo de raios X (kV)
 - Corrente do tubo de raios X (mA)
 - Tempo de exposição (ms)
 - Foco do tubo de raios X (micro, small ou large)
 - Magnificação do detector de imagem (cm)
 - DAP ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)
 - Dose de referência (mGy) (calculada no ponto IRP)
 - Projecções laterais (ângulos LAO/RAO)
 - Projecções CAU/CRA
 - Nº total de imagens adquiridas durante o evento de radiação

EXAM PROTOCOL									

Patient Info:									
Name:				Sex:	ID:				

Patient Position:	HPS								20-Jun-11 20:33:04
1	CARD	FIXED	Coronarias			5s	15F/s	20-Jun-11 20:46:00	
A	85kV 366mA	6.7ms	0.0CL small	22cm	233.8 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	34.4mGy	29RAO 25CAU	68F	
2	CARD	FIXED	Coronarias			4s	15F/s	20-Jun-11 20:46:27	
A	93kV 328mA	7.2ms	0.0CL small	22cm	215.7 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	36.7mGy	10RAO 32CRA	63F	
3	CARD	FIXED	Coronarias			4s	15F/s	20-Jun-11 20:46:49	
A	95kV 323mA	7.2ms	0.1CL small	22cm	238.5 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	34.4mGy	27LAO 27CRA	66F	
4	CARD	FIXED	Coronarias			4s	15F/s	20-Jun-11 20:47:23	
A	93kV 334mA	6.7ms	0.1CL small	22cm	224.2 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	29.2mGy	37LAO 22CAU	61F	
5	CARD	FIXED	Coronarias			4s	15F/s	20-Jun-11 20:49:19	
A	81kV 384mA	6.0ms	0.1CL small	22cm	164.7 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	21.5mGy	37LAO 3CAU	59F	
6	CARD	FIXED	Coronarias			2s	15F/s	20-Jun-11 20:49:39	
A	87kV 355mA	6.7ms	0.1CL small	22cm	90.5 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	12.8mGy	13LAO 24CRA	29F	
7	CARD	FIXED	Coronarias			6s	15F/s	20-Jun-11 20:49:50	
A	92kV 337mA	6.7ms	0.2CL small	22cm	288.2 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	40.8mGy	13LAO 24CRA	87F	
Accumulated exposure data									
Phys:			Exposures: 7	Fluoro: 1.8min	Total: 2211.4 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	310.5mGy			20-Jun-11 20:55:39
A	Fluoro: 1.8min		755.8 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	100.7mGy	Total: 2211.4 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	310.5mGy			
B	Fluoro: 0.0min		0.0 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	0.0mGy	Total: 0.0 $\mu\text{Gy}\text{m}^2$	0.0mGy			

Fig. 5.2- Exemplo de um protocolo de exame de um paciente sujeito a um procedimento de CI, com toda a informação dosimétrica relativa ao exame.

No fim do protocolo de exame encontra-se o registo das doses acumuladas durante o procedimento (accumulated exposure data). Em CI só é utilizado o arco do solo, pelo que só será considerada a informação para o plano A:

- **Linha 1** - Nome do operador que realizou o exame
 - Nº total de exposições
 - Tempo total de fluoroscopia (min)
 - DAP total - DAP_T - referente modo de fluoroscopia e ao modo cine ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)

- Dose de referência total - $(K_{ar})_T$ - referente ao modo de flutoscopia e ao modo cine (mGy) (acumulada no ponto IRP)

- Linha 2 - Plano de aquisição A

- Tempo total de fluoroscopia (min) no plano A
- DAP referente ao tempo total de fluoroscopia no plano A ($\mu Gy \cdot m^2$)
- Dose de referência correspondente ao tempo total de fluoroscopia no plano A (mGy) (acumulada no ponto IRP)

É importante referir que o parâmetro de dose mais relevante para a análise de resultados efectuada nesta dissertação é o valor total de DAP (DAP_T). Este é obtido a partir da soma do DAP referente ao modo de fluoroscopia ($DAP_{fluoroscopia}$) e do DAP no modo cine (DAP_{cine}), para um determinado tipo de procedimento.

Durante o exame, o paciente é centrado com o feixe de raios X, de forma que o centro do corpo do paciente coincida com o ponto médio existente entre a fonte e o receptor de imagem. A dose à entrada na pele do paciente é medida no ponto IRP, que se situa a 60cm do tubo de raios X e a 15cm do isocentro. (18) (Fig.5.3).

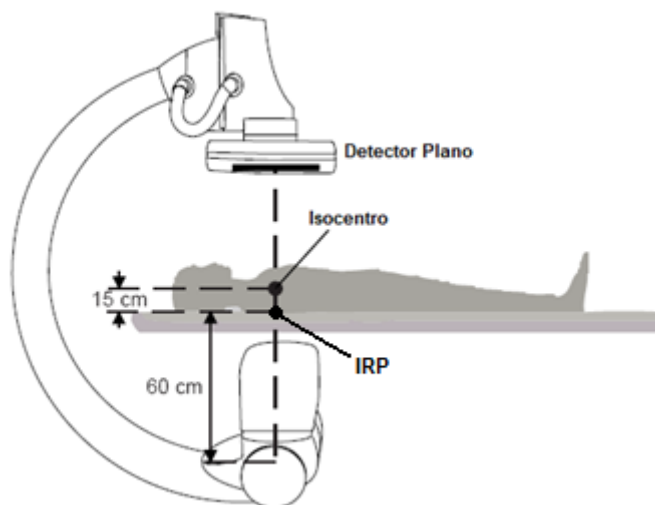


Fig. 5.3- Localização o isocentro e do ponto IRP, a 60cm do foco do tubo de raios X. Adaptado de (18).

Durante o período de Maio e Junho de 2011, foram recolhidos os protocolos de exame dos 211 pacientes sujeitos a exames de CI. Para sistematizar a informação presente nos protocolos, construiu-se uma base de dados, através do programa *Microsoft Access 2007*.

Para além dos parâmetros dos exames, adicionou-se à base de dados informação antropométrica relativa ao paciente (idade, sexo, peso e altura) e quais os profissionais que

efectuaram o procedimento (cardiologista, como primeiro operador e técnico de cardiopneumologia, como segundo operador).

5.1.5.3. Monitorização individual proposta para Maio e Junho de 2011

A monitorização individual proposta para o estudo dosimétrico que decorreu neste período encontra-se de acordo com as recomendações da Publicação 85 do ICRP.

Os profissionais do Serviço de Hemodinâmica foram monitorizados através de dois dosímetros TLD (LiF:Mg,Cu,P) de corpo inteiro: o dosímetro pessoal colocado sob o EPI, na zona pré-cordial; um dosímetro adicional colocado sobre o EPI, na região cervical anterior esquerda, por cima do protector de tiróide, tal como se encontra representado na Fig.5.6.

Foi também implementada a utilização de um dosímetro de extremidades, tal como recomenda o ICRP 85, para monitorizar a dose recebida pelas mãos dos 1^{os} e 2^{os} operadores (Fig.5.4). Desta forma, propôs-se que um dosímetro de anel fosse usado no 5^o dedo da mão esquerda, visto ser a extremidade que se encontra mais próxima da fonte do feixe de radiação.

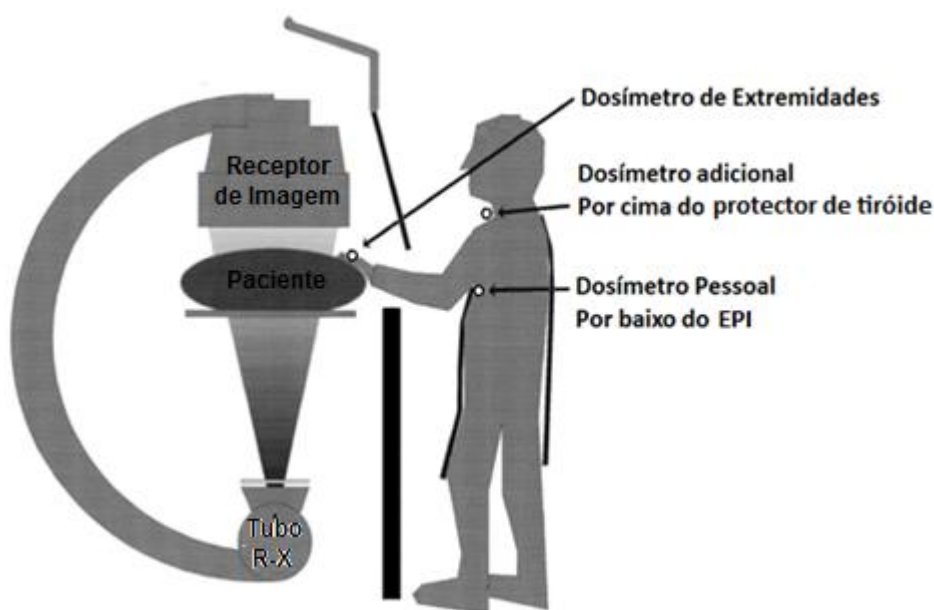


Fig. 5.4 - Monitorização individual proposta pela ICRP 85 e utilizada neste estudo para avaliar a exposição à radiação ionizante a que os profissionais do serviço de Hemodinâmica estiveram sujeitos durante os procedimentos de CI realizados entre Maio e Junho de 2011. Adaptado de (6).

Foi assumido que todos os profissionais monitorizados utilizaram o mesmo tipo de EPI. Ambos os dosímetros TLD de corpo inteiro foram calibrados para a determinação do $H_p(d)$, para as profundidades de 0,07mm e 10mm. Por sua vez, os dosímetros de anel (TLD, LiF:Mg,Cu,P) foram igualmente calibrados para medir o valor de $H_p(0,07)$, no 5^o dedo da mão esquerda.

5.1.5.4. Determinação da dose efectiva

A dose efectiva dos profissionais que executam exames de CI varia de forma complexa, pois a exposição à radiação não é homogénea devido à gama de energias da radiação utilizada (40-125kV) e à variação da direcção da incidência do feixe de raios X (10).

Quando se estima a dose efectiva a partir do valor $H_p(10)$, medido por um único dosímetro, os resultados que se alcançam podem não ser os mais correctos, na medida em que se o dosímetro for colocado por cima do EPI, a dose efectiva é geralmente sobrestimada, enquanto que o a utilização do dosímetro por baixo do EPI leva a uma subestimação da dose efectiva (51; 45).

A Publicação 85 do ICRP recomenda que os profissionais de saúde que executam procedimentos intervencionistas devem utilizar dois dosímetros pessoais para obter uma estimativa mais realista da dose efectiva (6; 51).

Desta forma, para calcular a dose efectiva a partir das leituras de dois dosímetros têm sido desenvolvidos diversos algoritmos matemáticos, não existindo nenhum consenso a nível internacional sobre qual deles é o melhor (51). A fórmula genérica destes algoritmos é a seguinte:

$$E = \alpha H_{u_p}(d) + \beta H_{o_p}(d) \quad (\text{Equação 5.1})$$

onde H_{u_p} e H_{o_p} correspondem aos equivalentes de dose individual medidos por baixo e por cima do EPI, respectivamente. O H_{u_p} é medido na região pré-cordial e corresponde ao valor de $H_p(10)$. Por sua vez, o H_{o_p} é normalmente determinado na zona do colar protector de tiróide e pode corresponder tanto ao $H_p(10)$ como ao $H_p(0,07)$, dependendo do algoritmo que está a ser utilizado (51; 45).

Os coeficientes α e β são factores de ponderação que têm em consideração a parte do corpo dos operadores que se encontra protegida (sob o EPI) e as partes desprotegidas (cabeça, extremidades). Estes factores dependem também da utilização ou não do protector de tiróide, por parte dos profissionais (51; 45).

Na Tabela 5.2 encontram-se alguns exemplos de algoritmos que são utilizados no cálculo da dose efectiva dos profissionais que realizam procedimentos intervencionistas.

No entanto, neste estudo a dose efectiva foi apenas determinada com os algoritmos de Niklason, Boetticher et al. e NCRP 122 (National Council on Radiation Protection & Measurements, N° 122). Para que este cálculo fosse possível, realizou-se primeiramente uma análise dos registos pessoais do equivalente de dose individual dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica.

Tabela 5.1- Expressão de alguns dos algoritmos que permitem determinar a dose efectiva. São apresentados os diferentes coeficientes α e β , e é tida em conta a utilização de protector de tiróide por parte do profissional.

Algoritmo	Com Protector de Tiróide	Sem Protector de Tiróide
Niklason (1994) (51)	$E=0.02 Ho_p(0,07)+0.98 Hu_p(10)$	$E=0.06 Ho_p(0,07) +0.94 Hu_p(10)$
NCRP 122 (1995) (51)	$E=0.025 Ho_p(10)+0,5 Hu_p (10)$	$E=0.025 Ho_p(10)+0,5 Hu_p (10)$
Swiss ordinance (1999) (51)	$E= 0.05 Ho_p(10) + Hu_p(10)$	$E= 0.1 Ho_p(10) + Hu_p(10)$
Sherbini et al (2002) (51)	$E= 0.07 Ho_p(10) + Hu_p(10)$	$E= 0.07 Ho_p(10) + Hu_p(10)$
Franken et al. (2002) (51)	$E= 0.033 Ho_p(10) + Hu_p(10)$	$E= 0.1 Ho_p(10) + Hu_p(10)$
Peter Clerinx et al. (2008) (51)	$E = 0.075 Ho_p(10)+1.64 Hu_p(10)$	$E = 0.075 Ho_p(10)+1.64 Hu_p(10)$
Boetticher et al. (2010) (52)	$E= 0,84 Ho_p(10)+0.051 Hu_p(10)$	$E= 0,79 Ho_p(10)+0.1 Hu_p(10)$

5.1.5.5. Determinação da dose equivalente no cristalino

A dose que os operadores recebem a nível da tiróide pode ser usada como indicador da dose equivalente no cristalino, $H_{T(\text{cristalino})}$ (45).

C.J. Martin analisou alguns estudos publicados sobre as doses recebidas no cristalino e na tiróide pelos profissionais que realizam procedimentos intervencionistas. Após uma extensa revisão bibliográfica, o autor verificou que as doses a nível ocular correspondem entre 0,5 a 0,75 das doses da tiróide, sendo estas determinadas a partir do valor de $H_p(0,07)$ medido por cima do EPI, a nível do pescoço (45).

A utilização da equação:

$$H_{T(\text{cristalino})} = 0.75 \times H_p(0.07)_{(\text{tiróide})} \quad (\text{Equação 5.2})$$

é recomendada para se obter uma estimativa da dose de radiação recebida pelo cristalino, a partir de um dosímetro colocado na zona do pescoço dos operadores, por cima do protector de tiróide (45).

5.1.5.6. Determinação da dose equivalente nas extremidades

A posição escolhida pelo primeiro operador relativamente ao paciente durante a realização dos procedimentos de CI é particularmente importante para determinar a dose

equivalente recebida pelas suas mãos. A sua mão esquerda estará mais próxima do receptor de imagem e do tubo de raios X, sendo a mão direita utilizada para manipular o cateter (45).

Diversos artigos publicados referem que por norma a dose recebida pela mão direita é cerca de metade da dose recebida pela mão esquerda (45). Assim, para este estudo optou-se apenas por estudar o lado mais exposto, através de um dosímetro de extremidades, tal como recomenda o ICRP 85 (6).

Relativamente à configuração recomendada para este dosímetro, é preferível que seja usado na forma de anel, pois existe alguma imprecisão na estimativa da dose recebida pelas mãos através de um dosímetro de corpo inteiro ou de pulso. Tal deve-se à proximidade das mãos dos operadores ao feixe de raios X (4).

O mais apropriado será utilizar o dosímetro de anel no 5º dedo da mão esquerda ou no dedo anelar, na medida em que estas são as extremidades que se encontram mais próxima da fonte de radiação. Um dosímetro de anel usado no dedo indicador pode subestimar a dose máxima, a nível das extremidades, em cerca de 10 a 30% (45).

5.1.5.7. Medidas adoptadas pelos profissionais durante a monitorização individual realizada em Maio e Junho de 2011:

Durante os meses de Maio e Junho de 2011 foram observadas algumas diferenças entre profissionais do Serviço de Hemodinâmica relativamente à monitorização individual proposta para este período. De forma a averiguar e sistematizar estas desigualdades, foi distribuído um segundo inquérito (ver Anexo C) sobre as medidas adoptadas durante o período de vigilância controlada.

A análise da informação obtida a partir deste questionário foi feita através do programa *Microsoft Office Excel 2007*.

5.2. Tema B - Dosimetria de pacientes sujeitos a procedimentos de CI

As metodologias usadas na dosimetria de pacientes podem ser divididas em três categorias, de acordo com o objectivo pretendido (53):

- **Dosimetria para optimização, controlo e garantia de qualidade:** O DAP, o tempo de fluoroscopia e o número de imagens adquiridas são parâmetros cuja avaliação permite otimizar as práticas e a utilização do equipamento;

- **Dosimetria para avaliação do risco estocástico:** A dose efectiva é o indicador mais adequado para a exposição da população, fornecendo uma estimativa para os efeitos estocásticos da radiação;

- **Dosimetria para avaliação de efeitos determinísticos:** O indicador mais importante é o pico de dose na pele, devido ao número crescente de lesões na pele dos pacientes.

5.2.1. Dosimetria para optimização, controlo e garantia de qualidade

A partir da informação fornecida pelos protocolos de exame dos pacientes, foi possível estudar a influência de diversos parâmetros relevantes para os procedimentos de CI. Estes parâmetros foram alvo de uma análise estatística descritiva elementar, tendo-se também efectuado a análise da regressão linear entre o tempo de fluoroscopia e o DAP_T . Para avaliar a intensidade da associação linear existente entre estes dois parâmetros, foi determinado o coeficiente de correlação linear de Pearson (r) para o nível de significância de $\alpha=0,01$.

Os dados foram obtidos a partir de pesquisas feitas na base de dados elaborada e foram analisados com o auxílio dos programas *Microsoft Office Excel 2007* e o *SPSS Statistics 17.0*.

5.2.2. Dosimetria para avaliação do risco estocástico

A dose efectiva, correspondente aos procedimentos de CI, pode ser calculada a partir dos seguintes métodos (53):

- Medições realizadas em fantasmas antropométricos, através de dosímetros TLD.
- Simulação computacional do procedimento cardíaco pelos métodos de Monte Carlo, para a qual são necessários vários parâmetros técnicos do exame (como por exemplo tensão e corrente do tubo de raios X), para cada projecção usada no C-arm.
- Multiplicar o valor de DAP por coeficientes de conversão de dose (CCD), sendo os mais utilizados os que são propostos pela National Radiological Protection Board (NRPB).

Neste trabalho, escolheu-se o último método, existindo ainda duas formas de usar os CCD (54):

- Para cada projecção usada no procedimento, determinação de um CCD, que é multiplicado pelo valor de DAP obtido para essa angulação. A dose de todas as projecções é somada para se determinar a dose efectiva total do procedimento.
- Assumir que as projecções usadas nos procedimentos de CI são padrão (standard), assim como as suas contribuições de DAP para a dose efectiva total. Desta forma, é calculado um único CCD para um procedimento que é dito representativo. Optou-se por se seguir esta última metodologia.

A dose efectiva (E) de um procedimento de CI pode então ser determinada a partir da seguinte expressão:

$$E(mSv) = DAP_{médio}(Gy.cm^2) \times CCD(mSv/Gy.cm^2) \quad (\text{Equação 5.3})$$

em que $DAP_{médio}$ é a média do valor de DAP que normalmente se utiliza num determinado procedimento de CI e CCD depende do tipo de exame para o qual se está a efectuar o cálculo. Nesta medida, foram usados então diferentes CCD, publicados pela NRPB (55), que se encontram na Tabela 5.4.

Tabela 5.2 – Diferentes valores de CCD para diferentes procedimentos de CI (CA e PTCA). Adaptado de (55).

Tipo de Procedimento	CCD (mSV/Gy.cm ²)
CA	0,183
PTCA	0,183
	0,26

Os CCD são utilizados para pacientes com características padrão (1,70m e 70 Kg), que sejam submetidos a um procedimento representativo. Como tal, esta metodologia de cálculo de dose efectiva não deve ser usada para determinar doses individuais de pacientes (54). Desta forma, como se observa no Gráfico 5.1, foram seleccionados da base de dados apenas os exames dos pacientes que se encontravam entre 60-80Kg (129 pacientes) para se calcular as doses efectivas da CA e da PTCA.

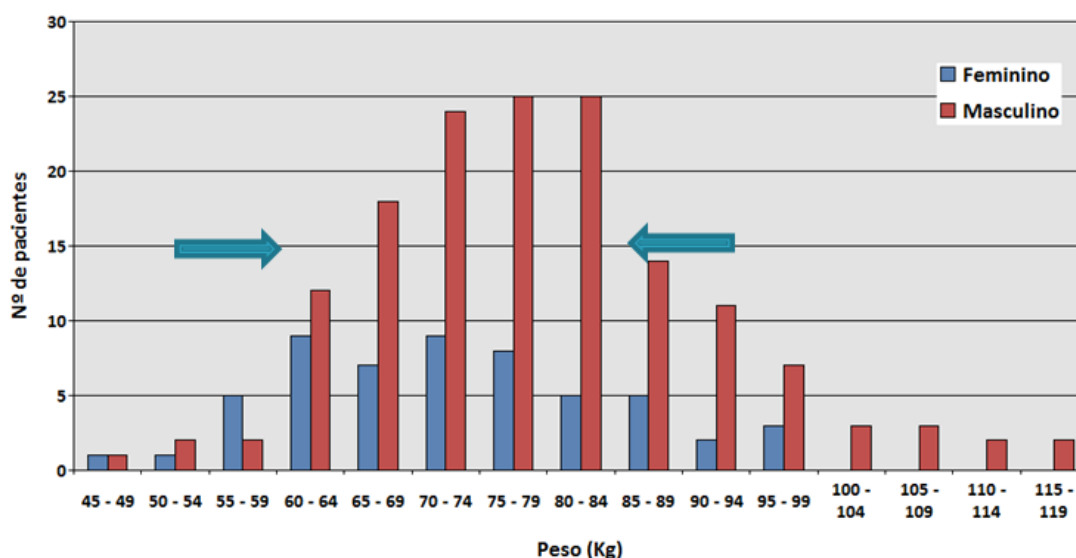


Gráfico 5.1- Distribuição dos pesos dos pacientes que realizaram procedimentos de CI entre Maio e Junho de 2011.

5.2.3. Dosimetria para avaliação de efeitos determinísticos

Para determinar o valor do pico de dose na pele a partir do DAP_T e de $(K_{ar})_T$ foram utilizadas as seguintes equações (56):

$$PSD(mGy) = 206 + 0,513 \times (K_{ar})_T (mGy) \quad (\text{Equação 5.4})$$

$$PSD(mGy) = 249 + 5,2 \times DAP_T (Gy.cm^2) \quad (\text{Equação 5.5})$$

A equação 5.4 apenas é válida para valores de $(K_{ar})_T$ superiores a 500mGy. Por sua vez, a equação 5.5 aplica-se a procedimentos que registam valores de DAP_T maiores que $50\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$. Desta forma, foram seleccionados da base de dados apenas os exames dos pacientes que respeitaram estas restrições (56).

O produto peso-tempo de fluoroscopia (weight-fluoroscopic time product - wfp) pode ser determinado como sendo um indicador da dose na pele dos pacientes, uma vez que esta será superior em indivíduos que apresentem um peso maior. Foi então avaliada a correlação entre o wfp e os valores de DAP_T para cada tipo de procedimento através de regressões lineares (57). A avaliação da intensidade da associação linear entre estes dois parâmetros foi igualmente feita através do coeficiente de correlação linear de Pearson (r), para o nível de significância de $\alpha=0,01$. Esta análise de dados foi feita recorrendo aos programas *Microsoft Office Excel 2007* e o *SPSS Statistics 17.0*.

6. Apresentação, Análise e Discussão de Resultados

6.1. Tema A - Dosimetria de Profissionais envolvidos em procedimentos de CI

6.1.1. Avaliação Retrospectiva dos equivalentes de dose individual entre 2005-2009

Para cada grupo profissional, a média anual de $Hp(0,07)$ e de $Hp(10)$ corresponde à média aritmética simples dos valores dos equivalentes de dose recolhidos para cada ano, isto é:

$$Hp(d)_{\text{médio}} = \frac{1}{12} \sum_{i=1}^{12} Hp(d)_i \quad (\text{Equação 6.1})$$

onde $Hp(d)_i$ é o equivalente de dose do mês i , para a profundidade d , e $Hp(d)_{\text{médio}}$ é a média do equivalente de dose, à profundidade d , para um determinado ano.

Desta forma, no Gráfico 6.1, para cada ano do estudo retrospectivo, encontram-se os resultados obtidos para $Hp(0,07)$ em função da categoria profissional dos indivíduos que participam nos procedimentos de CI.

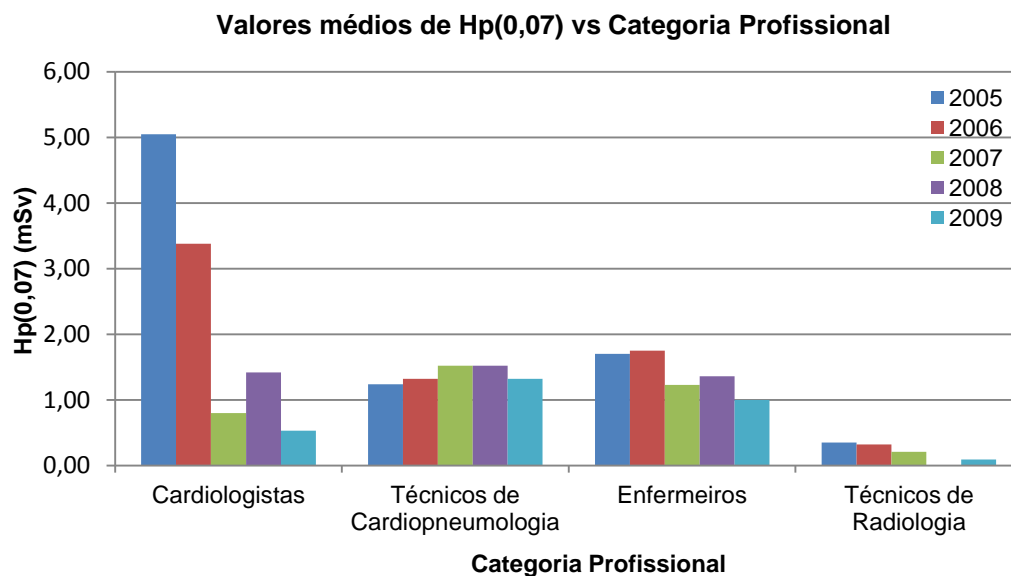


Gráfico 6.1- Valores médios anuais de $Hp(0,07)$ para as diferentes categoriais profissionais envolvidas nos exames de CI: cardiologistas, técnicos de cardiopneumologia, enfermeiros e técnicos de radiologia.

Por sua vez, no Gráfico 6.2 encontram-se os valores anuais de $H_p(10)$ para os diversos profissionais.

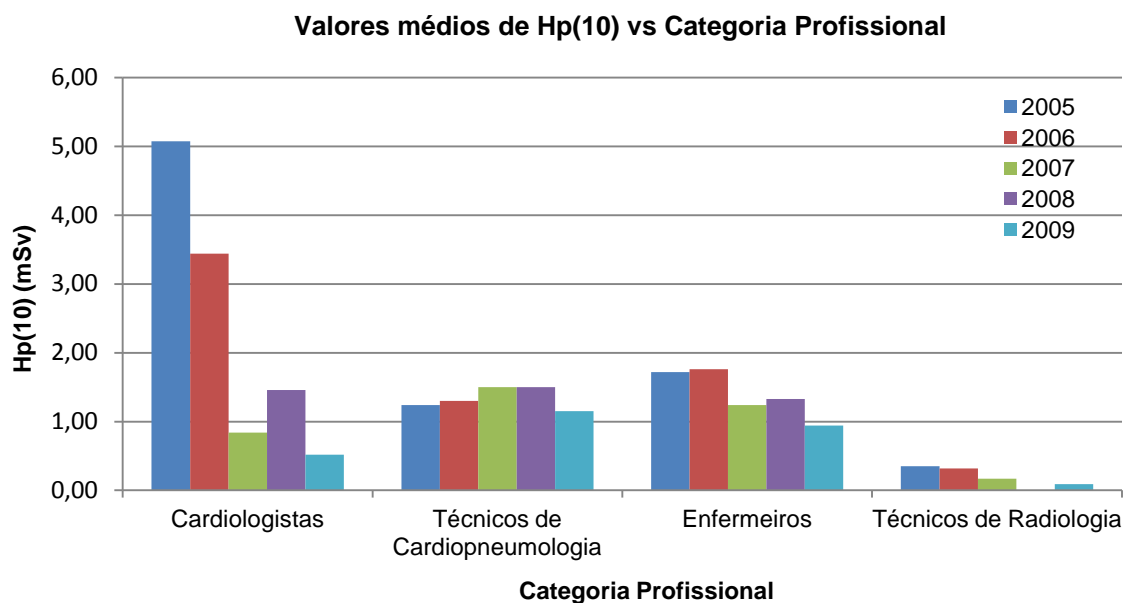


Gráfico 6.2- Valores médios anuais de $H_p(10)$ para as diferentes categorias profissionais envolvidas nos exames de CI: cardiologistas, técnicos de cardiopneumologia, enfermeiros e técnicos de radiologia.

Em ambos os gráficos anteriores observa-se que os cardiologistas apresentam uma variação acentuada nos valores dos equivalentes de dose pessoal ao longo dos anos, em contraste com os restantes grupos profissionais, para os quais $H_p(d)$ não denota uma grande variabilidade anual.

Como $H_p(10)$ permite estimar a dose efectiva recebida pelos indivíduos no âmbito das exposições planeadas, ao se analisar o Gráfico 6.2, observa-se que em nenhuma categoria profissional é ultrapassado o limite anual para a dose de corpo inteiro (20mSv/ano), definido no decreto-lei nº222/2008.

Também se efectuou uma avaliação global dos registos dos equivalentes de dose para o período dos cinco anos, como se pode ver no Gráfico 6.3.

As doses de corpo inteiro mais elevadas, para o período de cinco anos, foram registadas para os cardiologistas e para os técnicos de cardiopneumologia, como mostra o Gráfico 6.3. Tal poderá dever-se à necessidade destes terem de trabalhar próximos do paciente e do tubo de raios X. Consequentemente, vão estar mais expostos à radiação dispersa, uma vez que estes profissionais estão envolvidos directamente na execução dos procedimentos.

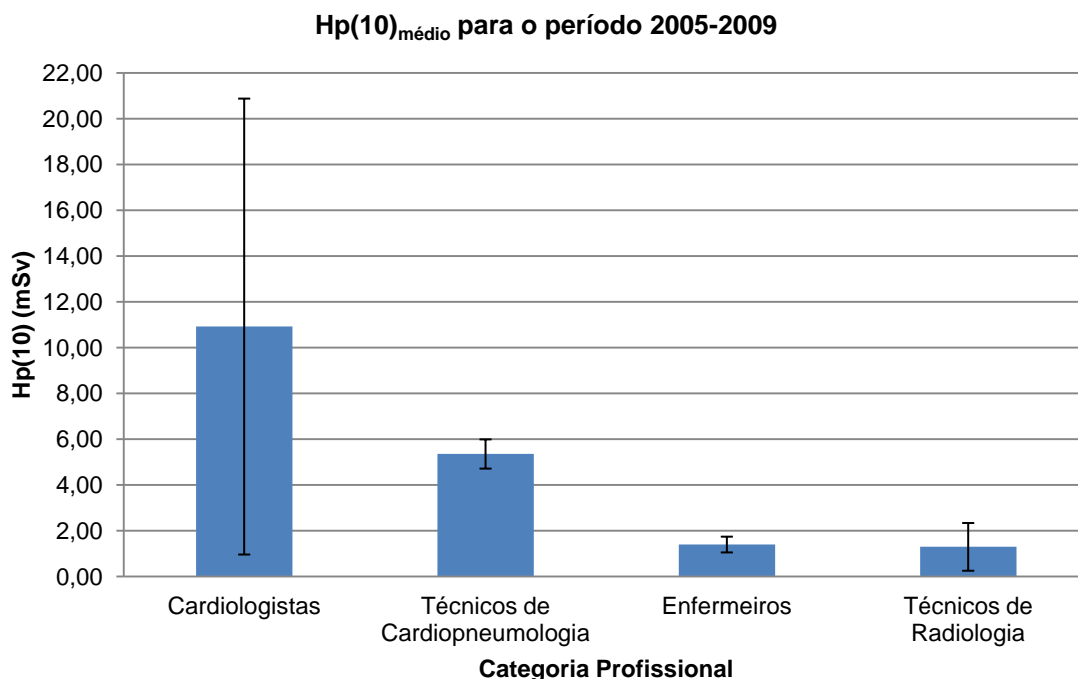


Gráfico 6.3 - Valores médios de Hp(10), para o período dos cinco anos do estudo retrospectivo, e para cada grupo profissional.

Os enfermeiros e os técnicos de radiologia participam noutros procedimentos de intervenção que envolvem fluoroscopia, como a neurorradiologia, cirurgia vascular, etc. Desta forma, os valores médios de $Hp(10)$ apresentados por estes profissionais não englobam apenas as doses de radiação correspondentes aos procedimentos de CI.

Contudo, os enfermeiros têm doses de corpo inteiro mais baixas que os médicos e que os técnicos de cardiopneumologia, o que poderá ser explicado pelo facto de que os enfermeiros posicionam-se dentro da sala de procedimentos numa zona de baixa dispersão de radiação, durante a execução dos exames.

No caso dos técnicos de radiologia, estes apresentam os valores médios de $Hp(10)$ mais baixos, tanto a nível anual, como para o período dos cinco anos, o que também já era esperado, uma vez que estes profissionais estão por norma dentro da sala de comandos, durante as intervenções.

A partir deste estudo retrospectivo foi também possível verificar que as doses pessoais de todos os profissionais da Sala de Angiografia estão igualmente abaixo do limite de dose efectiva para um período de cinco anos (100mSv), apesar das variações no tempo de fluoroscopia usado nos exames e da complexidade dos procedimentos.

Devido à falta de uniformidade de resultados encontrada nos registos dosimétricos, principalmente para os médicos, existiu a necessidade da realização de um questionário sobre as medidas de controlo adoptadas pelos profissionais nos procedimentos de CI. O Gráfico 6.4

obteve-se a partir da informação recolhida através do primeiro inquérito e refere-se à regularidade da utilização dos dosímetros por parte de todos os profissionais.

Utilização de dosímetro pelos profissionais envolvidos em procedimentos de CI

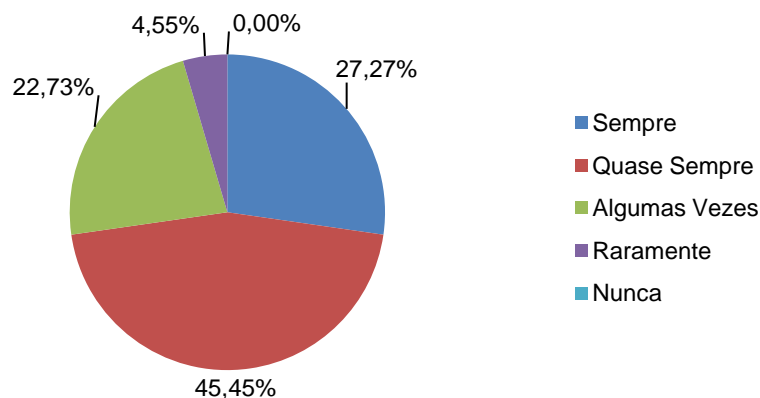


Gráfico 6.4- Frequência da utilização do dosímetro por todos os profissionais que intervêm nos procedimentos de CI: médicos, técnicos de cardiopneumologia, técnicos de radiologia e enfermeiros.

Como pode ser visto no gráfico anterior, a maioria dos profissionais usa o dispositivo de monitorização individual de uma forma regular, pelo que no geral, os resultados obtidos para este estudo retrospectivo podem ser considerados fiáveis. No entanto, há que ter em atenção que os cardiologistas são o grupo profissional que usa o dosímetro com uma menor frequência (Gráfico 6.5), pelo que as suas doses ocupacionais, podem ser na realidade superiores aos valores obtidos neste estudo.

Frequência do uso dos dosímetros pelos cardiologistas

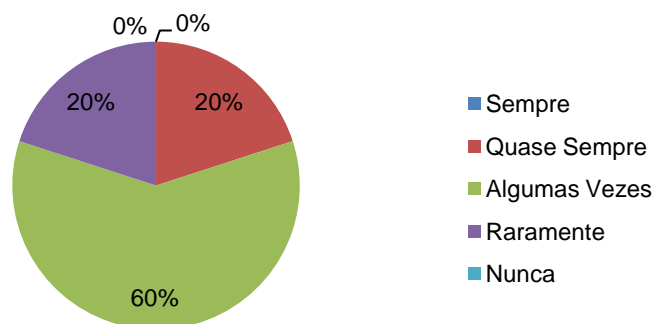


Gráfico 6.5- Gráfico da frequência da utilização do dosímetro pelos cardiologistas.

O despacho nº258/2003 relativo às boas práticas a serem seguidas nas unidades de saúde que utilizam radiações ionizantes, com fins de diagnóstico, terapêutico e de prevenção, afirma que, durante as exposições, o médico deve usar dosímetro e estimular a sua utilização

pelos outros profissionais (58). Assim, o uso de dispositivos de monitorização individual é fundamental para que os profissionais saibam a dose de radiação a que estão sujeitos durante um determinado período de tempo, e assim terem conhecimento se estão ou não a trabalhar em segurança.

6.1.2. Determinação da dose efectiva dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica – Maio e Junho de 2011

Na Tabela 6.1 e na Tabela 6.2 procurou-se detalhar a informação relativa aos procedimentos realizados em Maio e Junho de 2011 pelos cardiologistas e pelos técnicos de cardiopneumologia, respectivamente. Os dados que se encontram sistematizados em ambas as tabelas foram obtidos através de pesquisas realizadas na base de dados, construída a partir dos protocolos de exame dos pacientes.

Tanto para os cardiologistas, como para os técnicos de cardiopneumologia, são apresentados o número e o tipo de procedimentos em que participaram. Para além da CA e da PTCA, podem existir procedimentos combinados (CA+PTCA), em que após a realização de um cateterismo de diagnóstico (CA), é efectuado o tratamento da lesão (PTCA). Estes procedimentos são normalmente mais demorados, sendo usado um maior tempo de fluoroscopia, o que resulta num maior valor de DAP_T .

Tabela 6.1- Registo detalhado dos procedimentos de Maio e Junho de 2011 para cada cardiologista: nº total de procedimentos com % do acesso arterial prevalente (ac. RD – acesso Radial Direito); nº de CA's, PTCA's e CA's+PTCA's; soma do DAP_T (em $Gy.cm^2$) usado para cada tipo de intervenção.

Cardiologista	Nº Total de Procedimentos		Tipo de Procedimento	Nº Procedimentos		DAP_T ($Gy.cm^2$)	
	Maio	Junho		Maio	Junho	Maio	Junho
A	26 (84,6% ac. RD)	28 (75% ac. RD)	PTCA	1	-----	71,4	-----
			CA	19	21	586,5	742,6
			CA+PTCA	6	7	742,6	915,4
B	7 (100% ac. RD)	2 (100% ac. RD)	PTCA	1	-----	77,9	-----
			CA	1	2	32,4	66,3
			CA+PTCA	5	-----	383	-----
C	17 (82,4% ac. RD)	17 (82,4% ac. RD)	PTCA	1	-----	108,1	-----
			CA	8	4	488,5	207,5
			CA+PTCA	8	13	485,6	1370,4
D	47 (87,2% ac. RD)	31 (74,2% ac. RD)	PTCA	6	3	750	241,07
			CA	18	12	627,7	829,7
			CA+PTCA	23	16	2983,8	1871,4
E	21 (76,2% ac. RD)	22 (81,8% ac. RD)	PTCA	3	2	741	564,6
			CA	10	11	476,5	527,2
			CA+PTCA	8	9	930,5	1084,9

O Cardiologista B, por ainda se encontrar em fase de aprendizagem, foi acompanhado por um segundo cardiologista nos procedimentos que realizou no mês de Maio. Por este motivo, ao se somar o número total de exames de todos os médicos, o resultado será superior aos 211 procedimentos que foram realizados nestes dois meses.

Relativamente aos dados presentes na Tabela 6.2, estes apenas contemplam a informação relativa à actividade dos técnicos de cardiopneumologia como segundos operadores.

Tabela 6.2- Registo detalhado dos procedimentos de Maio e Junho de 2011 para os técnicos de cardiopneumologia, relativamente à sua função como segundos operadores: nº total de procedimentos com % do acesso arterial prevalente (ac. RD – acesso Radial Direito); nº de CA's, PTCA's e CA's+PTCA's; soma do DAP (DAP_T, em Gy.cm²) usado para cada tipo de intervenção.

Técnico de Cardiopneumologia	Nº total de Procedimentos		Tipo de Procedimento	Nº Procedimentos		DAP _T (Gy.cm ²)	
	Maio	Junho		Maio	Junho	Maio	Junho
A	21 (85,7% ac. RD)	16 (93,8% ac. RD)	PTCA	3	-----	320,2	-----
			CA	8	11	382,7	535,3
			CA+PTCA	10	5	1049,1	406,3
B	40 (75% ac. RD)	32 (65,6% ac. RD)	PTCA	3	3	408,7	241,1
			CA	24	12	944,6	409,4
			CA+PTCA	13	17	1410,4	1986,6
C	13 (84,6% ac. RD)	18 (72,2% ac. RD)	PTCA	2	1	229,9	188,9
			CA	5	9	141,2	332,1
			CA+PTCA	6	8	523,4	1106,9
D	16 (81,3% ac. RD)	15 (86,6% ac. RD)	PTCA	-----	-----	-----	-----
			CA	9	10	389,4	729,8
			CA+PTCA	7	5	518	478,7
E	21 (100% ac. RD)	19 (84,2% ac. RD)	PTCA	3	1	711,6	375,6
			CA	9	8	321,4	366,7
			CA+PTCA	9	10	1572,8	1263,6

Os resultados para o DAP_T dos médicos é superior aos dos técnicos, o que se poderá dever à existência de uma maior rotatividade entre estes últimos. Como estão presentes dois técnicos de cardiopneumologia durante os exames, estes vão rodando a sua função (como segundos operadores e auxiliares nos procedimentos) ao longo do mesmo dia de trabalho.

Em ambas as tabelas observa-se a prevalência da escolha de um determinado acesso arterial – acesso radial direito. Os cardiologistas optam maioritariamente por este acesso para a introdução do cateter e apenas escolhem outro, caso encontrem alguma obstrução na artéria radial direita.

Na Tabela 6.3 encontra-se o registo dos equivalentes de dose, $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$, para o mês de Maio, correspondentes aos dosímetros de corpo inteiro usados na monitorização individual proposta para Maio e Junho de 2011.

Tabela 6.3 - Registo dos equivalentes de dose obtidos a partir dos dosímetros de corpo inteiro utilizados durante a monitorização realizada no mês de Maio de 2011. Os valores de $H_p(d)$ do técnico C incluem os procedimentos de cateterismo direito e implantação de pacemakers.

Profissionais	Dosímetro Pessoal (por baixo do EPI)		Dosímetro Adicional (por cima do EPI)	
	$H_p(0,07)$ (mSv)	$H_p(10)$ (mSv)	$H_p(0,07)$ (mSv)	$H_p(10)$ (mSv)
Cardiologistas				
A	0,08	0,09	0,49	0,40
B	0,00	0,00	0,19	0,16
C	0,10	0,06	0,69	0,53
D	0,51	0,58	1,99	1,76
E	0,10	0,13	0,83	0,66
Técnicos de Cardiopneumologia				
A	0,00	0,00	0,97	0,64
B	0,00	0,00	1,26	0,96
C	0,00	0,00	0,18	0,15
D	0,00	0,00	0,48	0,38
E	0,05	0,00	1,12	0,84

Ao se analisarem os resultados da Tabela 6.3, verifica-se que os médicos, no geral, apresentam valores de $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$, em ambos os dosímetros, superiores aos dos técnicos de cardiopneumologia. Tal já era esperado devido à proximidade dos cardiologistas ao tubo de raios X (fonte de radiação primária) e ao paciente (fonte de radiação secundária).

Ao se fazer uma análise mais detalhada da Tabela 6.3, verifica-se que o Cardiologista B é o médico que apresenta os valores de equivalente de dose menores, pois foi ele quem executou um menor número de exames de CI (Tabela 6.1), pois, como já foi referido, este médico encontra-se em fase de treino.

No caso dos técnicos de cardiopneumologia, os seus registos de dose incluem a sua função enquanto segundo operador e enquanto auxiliares nos procedimentos, pois não houve forma de contabilizar apenas as vezes em que intervieram como segundos operadores. O Técnico C usou os dosímetros pessoal e adicional noutra sala de procedimentos, a Sala de Electrofisiologia, onde também existe exposição aos raios X. Assim, os valores obtidos para

$H_p(0,07)$ e $H_p(10)$ incluem as doses de radiação recebidas durante a realização dos procedimentos de cateterismo direito e implantação de pacemakers, efectuados nessa sala.

O Cardiologista D e o Técnico B são os profissionais que executaram um maior número de procedimentos e que por isso estiveram mais expostos à radiação, como se observa nas Tabelas 6.1 e 6.2. Desta forma, já era esperado que os seus equivalentes de dose, de ambos os dosímetros, fossem os mais elevados.

Por sua vez, na Tabela 6.4 estão os registos dos equivalentes de dose, $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$, do mês de Junho, correspondentes aos dosímetros de corpo inteiro usados na monitorização individual.

Tabela 6.4- Registo dos equivalentes de dose obtidos a partir dos dosímetros de corpo inteiro utilizados durante a monitorização realizada no mês de Junho de 2011. Os valores de $H_p(d)$ do técnico C incluem os procedimentos de cateterismo direito.

Profissionais	Dosímetro Pessoal (por baixo do EPI)		Dosímetro Adicional (por cima do EPI)	
	$H_p(0,07)$ (mSv)	$H_p(10)$ (mSv)	$H_p(0,07)$ (mSv)	$H_p(10)$ (mSv)
Cardiologistas				
A	0,60	0,56	2,03	2,02
B	0,00	0,00	0,17	0,16
C	0,12	0,10	0,16	0,18
D	0,76	0,66	4,97	3,92
E	0,16	0,17	0,53	0,41
Técnicos de Cardiopneumologia				
A	0,00	0,08	1,22	0,89
B	0,08	0,09	1,25	1,07
C	0,00	0,00	0,19	0,16
D	0,00	0,00	0,90	0,63
E	0,00	0,00	0,58	0,44

Observando-se a Tabela 6.4, verifica-se que os Cardiologistas A e D ultrapassaram o limite de alerta de 2mSv para a dose efectiva (estimada a partir de $H_p(10)$). Logo, de acordo com o decreto-lei nº167/2002, a empresa prestadora de serviços de dosimetria individual deve participar a ocorrência, tanto à DGS como ao hospital. Os valores do equivalente de dose apresentados pelos dois cardiologistas são justificados pelo grande número de procedimentos de CI que efectuaram, quando comparados com os restantes cardiologistas, como mostra a Tabela 6.1. Adicionalmente, o Cardiologista D é o que realiza um maior número de

procedimentos combinados (CA+PTCA), que normalmente envolvem maiores doses de radiação, e conseqüentemente uma maior exposição ocupacional.

O cardiologista B volta a ser o profissional que apresenta menores valores de $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$, pois executou um número reduzido de intervenções, enquanto o Técnico B continua a ser o técnico de cardiologia que apresenta equivalentes de dose mais elevados devido ao elevado número de procedimentos em que participou.

De forma a averiguar a regularidade da utilização dos dosímetros de corpo inteiro pelos profissionais do Serviço de Hemodinâmica, recorreu-se à informação recolhida com o segundo inquérito (ver Anexo C), a partir da qual se obtiveram os Gráficos 6.6 A e 6.6 B.

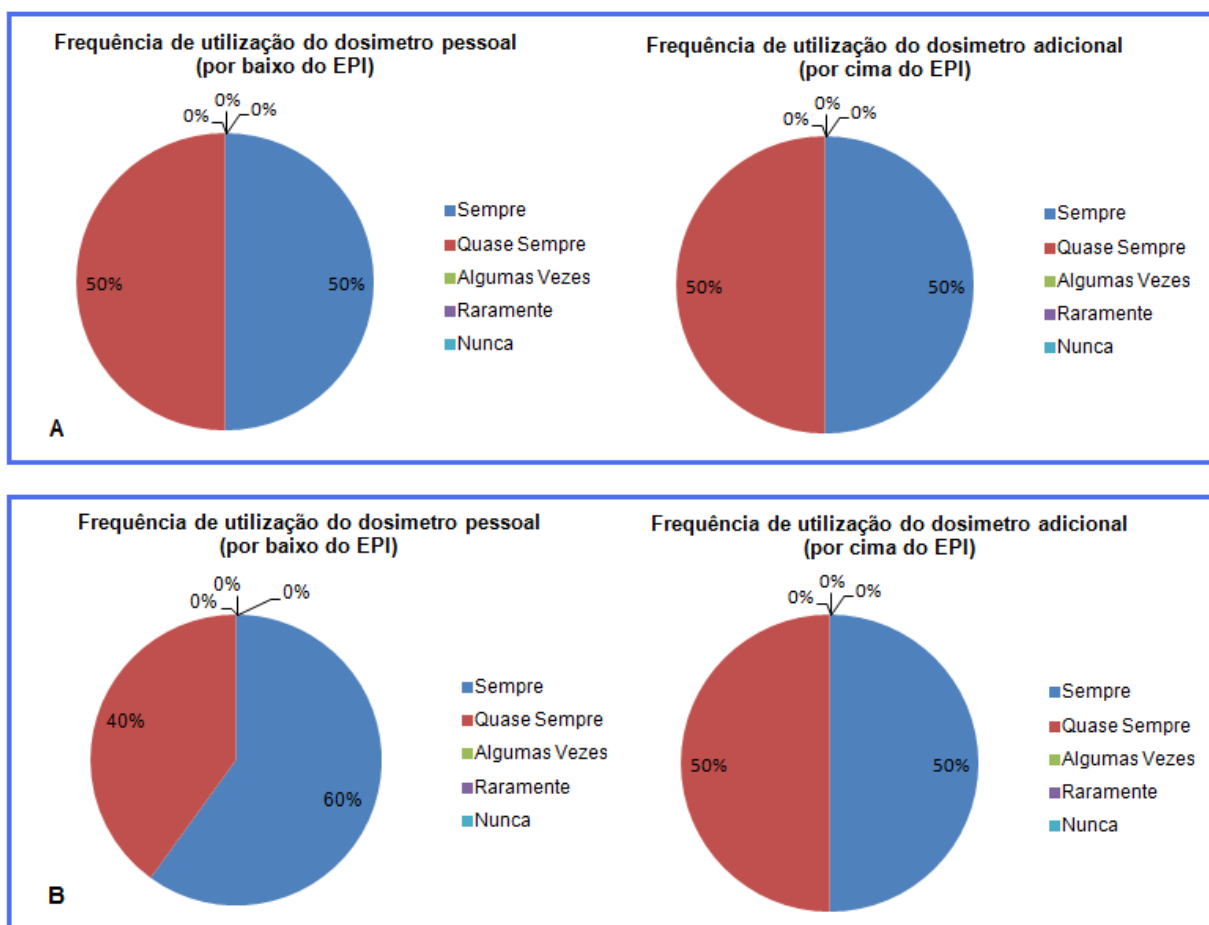


Gráfico 6.6- Frequência da utilização do dosímetro pessoal (por baixo do EPI, na zona pré-cordial) e do dosímetro adicional (por cima do EPI, ao nível do protector de tiróide), pelos profissionais do Serviço de Hemodinâmica, durante o mês de Maio (A) e Junho (B).

Os Gráficos 6.6 A e 6.6 B revelam que todos os profissionais usaram regularmente os dois dosímetros, tal como foi proposto no início do estudo desenvolvido entre Maio e Junho de 2011. Deste modo, os resultados obtidos para os equivalentes de dose, em ambos os meses,

podem ser considerados fiáveis, estando assim muito próximos dos valores de dose reais recebidos pelos profissionais do Serviço de Hemodinâmica.

Tendo em conta os valores dos equivalentes de dose para o mês de Maio, presentes na Tabela 6.3, determinou-se a dose efectiva de todos os profissionais do Serviço de Hemodinâmica, através dos algoritmos referidos no capítulo anterior.

Na Tabela 6.5 encontra-se os valores calculados da dose efectiva, para os profissionais que usam protector de tiróide e para os que não o utilizam (Técnico C).

Tabela 6.5- Registo dos resultados obtidos para E no mês de Maio, a partir dos algoritmos NCRP 122, Niklason e Boetticher (ICRP 103).

Profissionais	Dose Efectiva – E(mSv)		
	NCRP 122	Niklason	Boetticher (ICRP 103)
Cardiologistas:			
A	0,06	0,10	0,10
B	0,00	0,00	0,01
C	0,04	0,07	0,08
D	0,33	0,61	0,58
E	0,08	0,14	0,14
Técnicos de Cardiopneumologia:	NCRP 122	Niklason	Boetticher – ICRP 103
A	0,02	0,02	0,03
B	0,02	0,03	0,05
D	0,01	0,01	0,02
C ⁽¹⁾	0,00	0,01	0,02
E	0,02	0,02	0,04

⁽¹⁾ O Técnico C não utiliza protector de tiróide.

Alguns algoritmos subestimam o valor da dose efectiva, enquanto outros sobrestimam esse mesmo valor. Por esse motivo, deve-se efectuar o cálculo da dose efectiva com mais do que um algoritmo, para posteriormente verificar quais os que apresentam uma maior concordância entre si. Para o mês de Maio, os resultados obtidos com as expressões de Niklason e de Boetticher estão bastante concordantes entre si.

Considerando-se agora os valores dos equivalentes de dose para o mês de Junho, apresentados na Tabela 6.4, calculou-se a dose efectiva para todos os profissionais do serviço de Hemodinâmica, através dos algoritmos referidos no capítulo anterior.

Na Tabela 6.6 são apresentados os valores determinados para a dose efectiva, para os profissionais que usam protector de tiróide e para os que não o utilizam (Técnico C).

Tabela 6.6- Registo dos resultados obtidos para E no mês de Junho, a partir dos algoritmos NCRP 122, Niklason e Boetticher (ICRP 103).

Profissionais	Dose Efectiva – E(mSv)		
Cardiologistas:	NCRP 122	Niklason	Boetticher – ICRP 103
A	0,33	0,59	0,57
B	0,00	0,00	0,01
C	0,05	0,10	0,09
D	0,43	0,75	0,75
E	0,10	0,18	0,16
Técnicos de Cardiopneumologia:	NCRP 122	Niklason	Boetticher – ICRP 103
A	0,06	0,10	0,11
B	0,07	0,11	0,13
D	0,02	0,02	0,03
C ⁽¹⁾	0,00	0,01	0,02
E	0,01	0,01	0,02

⁽¹⁾ O Técnico C não utiliza protector de tiróide.

Também para o mês de Junho, os resultados determinados para a dose efectiva com as fórmulas de Niklason e de Boetticher apresentam uma maior semelhança entre si.

A dose no corpo dos profissionais é significativamente afectada pela complexidade dos exames que são realizados, pelos modos de irradiação escolhidos (fluoroscopia e fluorografia) e pelas diversas angulações usadas no arco, o que sempre dificulta a análise final dos resultados obtidos.

6.1.3. Determinação da dose equivalente no cristalino dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica – Maio e Junho de 2011

A dose equivalente recebida a nível do cristalino ($H_{T(\text{cristalino})}$), pelos cardiologistas e pelos técnicos de cardiopneumologia foi determinada de acordo com a equação 5.2. Na Tabela 6.7, para além dos valores calculados para $H_{T(\text{cristalino})}$, encontra-se também o equivalente de dose $H_p(0.07)$, registado pelo dosímetro adicional usado pelos profissionais por cima do protector de tiróide.

Analisando-se a Tabela 6.7, verifica-se que existem variações significativas da dose no cristalino entre os cardiologistas, não sendo esta variabilidade tão acentuada no caso dos técnicos de cardiopneumologia. Embora todos os médicos realizem procedimentos de CI semelhantes, as discrepâncias registadas poderão dever-se essencialmente às diferentes angulações usadas do tubo de raios X, posição do operador relativamente ao paciente e à

fonte, complexidade da intervenção e número de exames efectuados. Estes dois últimos factores influenciam o tempo de fluoroscopia a que os profissionais estão sujeitos, e por conseguinte a dose de radiação. Porém, o factor que mais vai influenciar a dose recebida pelo cristalino é a utilização de protecções a nível ocular. Embora o Cardiologista D registe o maior valor de $H_{T(\text{cristalino})}$, este profissional tem a preocupação de usar os óculos plumbíferos de forma regular.

Tabela 6.7 - Registo dos resultados obtidos para a dose equivalente no cristalino ($H_{T(\text{cristalino})}$, em mSv), através da expressão $H_{T(\text{cristalino})}=0.75 \times H_p(0.07)_{(\text{tiróide})}$, para Maio e Junho de 2011.

Profissionais	$H_p(0.07)_{(\text{tiróide})}$ (mSv)		$H_{T(\text{cristalino})}$ (mSv)	
	Maio	Junho	Maio	Junho
Cardiologistas:				
A	0,49	2,03	0,37	1,52
B	0,19	0,17	0,14	0,13
C	0,69	0,16	0,52	0,12
D	1,99	4,97	1,49	3,73
E	0,83	0,53	0,62	0,40
Técnicos de Cardiopneumologia:				
A	0,97	1,22	0,73	0,92
B	1,26	1,25	0,95	0,94
C	0,18	0,19	0,14	0,14
D	0,48	0,90	0,36	0,68
E	1,12	0,58	0,84	0,44

Os resultados que se obtiveram para $H_{T(\text{cristalino})}$ dizem respeito às doses equivalentes que os profissionais recebem caso não utilizem óculos plumbíferos.

Utilização de óculos plumbíferos pelos profissionais do Serviço de Hemodinâmica

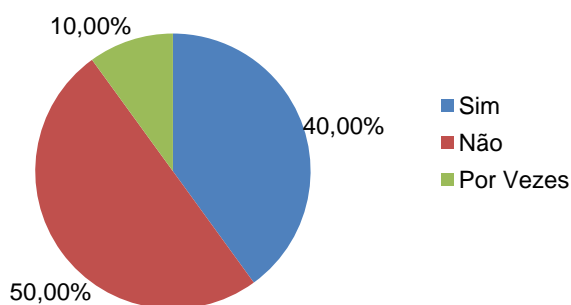


Gráfico 6.7- Gráfico relativo ao uso de óculos plumbíferos pelos profissionais do serviço de Hemodinâmica.

A utilização deste equipamento de protecção não é feita de forma regular pela maioria dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica, como se pode observar no Gráfico 6.7, referente à informação recolhida através do primeiro inquérito (ver Anexo B).

De forma a se obter uma avaliação para $H_{T(\text{cristalino})}$ relativamente ao equivalente de dose procedeu-se à extrapolação a partir da dose equivalente mensal a nível do cristalino. Para cada profissional, calculou-se a média de $H_{T(\text{cristalino})}$ correspondente aos meses de Maio e Junho e multiplicou-se este valor por 12. Ou seja, o valor de $H_{T(\text{cristalino})}$ que cada profissional poderá receber no período de um ano corresponde à seguinte expressão:

$$H_{T(\text{cristalino})}^{\text{anual}} = \left(\frac{1}{2} \sum_{i=1}^2 H_{T(\text{cristalino})}^i \right) \times 12 \quad (\text{Equação 6.2})$$

onde $H_{T(\text{cristalino})}^i$ é dose equivalente no cristalino para o mês i , e $H_{T(\text{cristalino})}^{\text{anual}}$ é a extrapolação da média da dose equivalente anual para o cristalino.

Esta extrapolação, representada no Gráfico 6.8, foi separada em cinco intervalos de dose. O primeiro limiar foi considerado a 10mSv, pois este valor para $H_p(0,07)$ é de comunicação obrigatória, pelo decreto-lei nº167/2002, caso seja ultrapassado num período de vigilância. O segundo intervalo foi estabelecido entre os 10mSv e os 20mSv, uma vez que o ICRP recomenda a diminuição do limite da dose equivalente no cristalino para este valor. O patamar seguinte foi considerado entre os 20mSv e os 45mSv, correspondendo este valor a 3/10 do limite anual estipulado para trabalhadores profissionalmente expostos. De seguida considerou-se o intervalo entre os 45mSv e os 150mSv, sendo este o limite anual para o cristalino no âmbito da exposição ocupacional. No último patamar são contempladas as doses que superem este limite.

Os dados apresentados no Gráfico 6.8 correspondem à percentagem de profissionais que se enquadram em cada intervalo de dose definido.

Extrapolação para a dose equivalente anual do cristalino

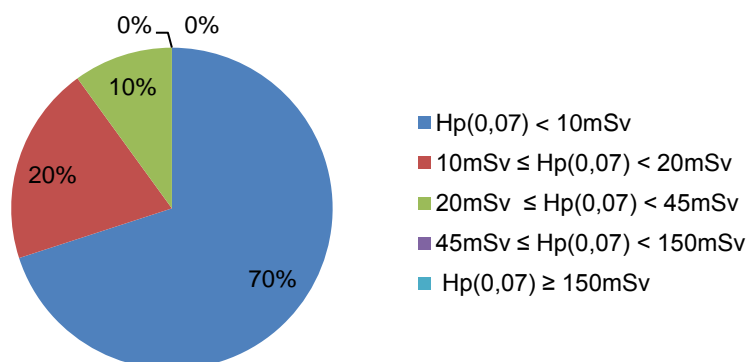


Gráfico 6.8- Extrapolação para a dose equivalente anual recebida pelos profissionais a nível do cristalino.

A partir do Gráfico 6.8, observa-se então que a dose equivalente anual estimada para o cristalino encontra-se abaixo do limite anual dos 150mSv actualmente estipulados pela legislação nacional, para todos os profissionais. A maioria dos profissionais (70%) encontra-se abaixo do limite estabelecido pelo decreto-lei nº167/2002.

Porém, tendo em conta a redução do limite de dose no cristalino para 20mSv que o ICRP recomenda, alguns dos profissionais deverão adoptar medidas de protecção como a utilização de forma regular dos óculos plumbíferos e da protecção de tecto suspensa. Estas acções permitem reduzir a dose recebida a nível ocular.

Durante a execução dos procedimentos de CI, caso o biombo de tecto não seja correctamente posicionado, não protege suficientemente os operadores da radiação dispersa, pelo que as doses no cristalino podem facilmente vir a ultrapassar os 20mSv/ano. Outros factores que contribuem para a superação do novo limite proposto, dizem respeito ao elevado número de procedimentos realizados por alguns dos operadores.

De notar que a fórmula associada ao cálculo da dose equivalente no cristalino poderá ter um erro associado, visto derivar de uma ponderação do equivalente de dose medido a nível da tiróide. Logo, a obtenção de resultados mais exactos poderá ser utilizado um dosímetro específico a nível ocular, embora os que existem actualmente no mercado não serem de fácil utilização.

6.1.4. Determinação da dose equivalente nas extremidades dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica – Maio e Junho de 2011

Na Tabela 6.8 encontram-se os registos do equivalente de dose nas extremidades, obtidos através do dosímetro de anel usado no quinto dedo da mão esquerda, para os meses de Maio e Junho.

Em ambos os meses do período de vigilância, o Cardiologista D ultrapassou o limite de 10mSv para a dose equivalente. Consequentemente, de acordo com o decreto-lei nº167/2002, a empresa que presta os serviços de dosimetria comunicou a ocorrência, tanto a DGS como à instituição hospitalar. Neste momento, os procedimentos executados por este médico estão a ser observados com o objectivo de se optimizarem as suas práticas. É importante salientar que, durante o mês de Junho, este profissional executou um menor número de exames, como se observa na Tabela 6.1, e usou luvas plumbíferas na maioria dos procedimentos realizados (77,4%), tendo usado o dosímetro de anel por baixo das luvas. No entanto, durante este período o Cardiologista D efectuou 6,5% das intervenções através do acesso radial esquerdo, o que influencia o seu posicionamento relativamente à fonte (maior proximidade), conduzindo assim a um aumento de dose.

Para o Cardiologista E não é apresentado em Junho nenhum valor de $H_p(0,07)_{\text{Extremidades}}$, pois o seu dosímetro foi perdido no final do mês.

Tabela 6.8- Registo dos resultados obtidos através do dosímetro de anel para o equivalente de dose nas extremidades para Maio e Junho de 2011.

Profissionais	$H_p(0,07)_{Extremidades}$ (mSv)	
Cardiologistas	Maio	Junho
A	0,73	3,25
B	1,41	2,80
C	7,08	1,53
D	21,16	24,74
E	5,32	-----
Técnicos de Cardiopneumologia		
A	2,27	2,25
B	4,50	5,28
C	0,37	0,28
D	0,84	1,28
E	2,57	2,17

De uma forma geral, os cardiologistas apresentam valores para $H_p(0,07)_{Extremidades}$ mais elevados que os técnicos de cardiopneumologia, o que já era de se esperar pois são eles manipulam e encaminham o cateter, por via percutânea, através de imagens fluoroscópicas, encontrando-se assim mais próximos do feixe de radiação primária. Tal não se verifica para o Técnico B devido ao elevado número de procedimentos que efectuou em ambos os meses, quando comparado com os restantes técnicos, pelo que teve mais exposto à radiação.

É também importante salientar que, embora realize poucos exames de CI, as doses apresentadas pelo Cardiologista B são consideradas significativas, pois durante pouco tempo de exposição a dose recebida a nível das extremidades é um pouco elevada, especialmente para o mês de Junho. Neste caso, a experiência do operador desempenha um papel fundamental no que respeita à diminuição e optimização da dose.

O posicionamento do operador no decorrer das intervenções é particularmente importante na determinação da magnitude da dose para as mãos. A orientação das mãos em relação ao campo de radiação dispersa determina a distribuição da dose ao longo da mão, o que também varia de operador para operador, contribuindo assim para a heterogeneidade dos valores obtidos.

De forma a averiguar se os valores obtidos para a dose recebida pelas mãos dos profissionais se encontram dentro dos limites de dose estipulados, procedeu-se igualmente à extrapolação para a dose equivalente anual a nível das extremidades, através do mesmo método usado para a extrapolação da dose anual do cristalino.

A extrapolação apresentada no Gráfico 6.9, foi separada em quatro intervalos de dose. O primeiro patamar foi considerado a 25mSv, pois a partir deste valor de $H_p(0,07)$ o controlo de extremidades é obrigatório.

O segundo intervalo foi definido entre os 25mSv e os 150mSv, correspondendo este valor a 3/10 do limite anual estipulado para as extremidades dos trabalhadores profissionalmente expostos. O patamar seguinte foi considerado entre os 150mSv e os 500mSv, sendo este o limite anual para as extremidades, no caso da exposição ocupacional. No último intervalo são consideradas as doses que superem este limite.

Extrapolação para a dose equivalente anual das extremidades (mãos)

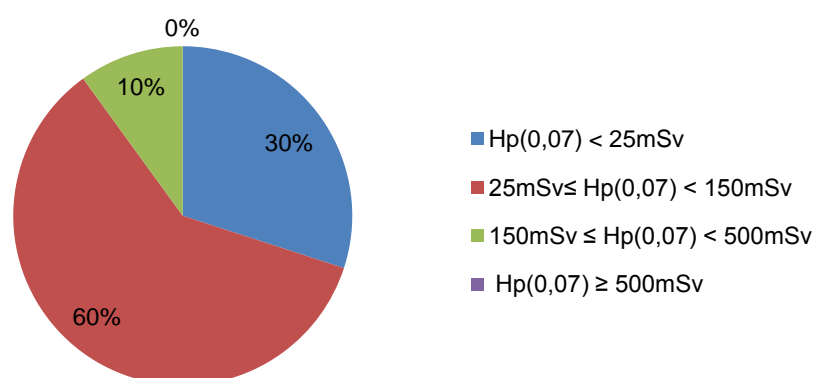


Gráfico 6.9- Extrapolação para a dose equivalente anual recebida pelos profissionais a nível do das extremidades (mãos).

Através do Gráfico 6.9, é possível observar-se que, para todos os profissionais, a dose equivalente anual estimada para as extremidades está abaixo do limite anual dos 500mSv, previsto na legislação nacional. O valor de $H_p(0,07)$ para a maioria dos profissionais (70%) encontra-se acima dos 25mSv, limite de dose a partir do qual a monitorização de extremidades é obrigatória.

A blindagem de tecto suspensa é difícil de usar para proteger as extremidades de uma forma eficaz, na medida em que por vezes as mãos dos operadores estão colocadas por baixo desta protecção.

Diversos estudos revelam que as doses nas mãos dos cardiologistas que optam por realizar os procedimentos de CI através do acesso radial são substancialmente maiores que as doses registadas para os que escolhem o acesso femoral, pois as suas mãos estão mais próximas do feixe de radiação (45).

Como se observou na Tabela 6.1, todos os cardiologistas preferem o acesso radial para a introdução do cateter, porém se optassem pelo acesso femoral, as doses recebidas a

nível das extremidades, tanto pelos médicos como pelos técnicos de cardiopneumologia poderiam talvez ser minimizadas e optimizadas.

6.1.5. Monitorização individual que poderá ser aplicada

C. J. Martin propôs alguns valores de dose para serem usados como linhas de orientação para a aplicação de medidas de protecção e monitorização, estando estes definidos na Tabela 6.9.

Tabela 6.9- Doses propostas por C. J. Martin para orientação sobre a aplicação de medidas de protecção e monitorização, de acordo com(45).

Tecido/Órgão	Dose anual (mSv)	Dose mensal (mSv)	Monitorização
Tiróide	>2	>0,2	É recomendado o uso de protector de tiróide.
Olhos	10-20	1-2	Monitorização inicial para estabelecimento de níveis de dose.
Olhos/Tiróide	20-50	2-4	Monitorização regular - pode ser através de um segundo dosímetro no protector de tiróide.
Mãos	20-50	2-4	Monitorização inicial para estabelecimento de níveis de dose.
Mãos	50-150	4-10	Monitorização regular.
Pernas	>20	>2	É recomendada protecção lateral da mesa de pacientes.
Pernas	>60	>5	Deve ser usada a protecção lateral da mesa de pacientes.

Considerando-se os limiares de dose propostos por Martin e tendo em conta a análise de dados efectuada para as doses recebidas pelos profissionais do Serviço de Hemodinâmica a nível do cristalino e das extremidades, podem ser retiradas algumas conclusões quanto ao tipo de monitorização e medidas de protecção que deverão ser adoptadas.

Em relação aos valores de $H_p(0.07)_{(tiróide)}$ e aos resultados de $H_T(cristalino)$ (Tabela 6.7), e atendendo aos limites definidos por este autor, verifica-se que é recomendada a utilização de protector de tiróide pelos trabalhadores expostos, uma vez que todos eles excedem os 0,2mSv/mês (à excepção do Cardiologista B).

Deve ainda ser implementada uma monitorização inicial para o cristalino para o estabelecimento de níveis de dose, pois através a extrapolação apresentada no Gráfico 6.8, verifica-se que 90% dos profissionais poderá receber até cerca de 20mSv/ano.

Relativamente aos registos do equivalente de dose para as extremidades, presentes na Tabela 6.8, observa-se que a maioria dos profissionais excede o limite dos 2mSv/mês definido por Martin, devendo ser implementado um controlo dosimétrico individual inicial para estabelecimento de níveis de dose. Adicionalmente, através da extrapolação para a dose nas

extremidades, verifica-se que 70% dos profissionais poderá vir a ultrapassar o limiar de dose dos 25mSv/ano, pelo que, de acordo com o decreto-lei nº167/2002, estes profissionais devem ser monitorizados de forma regular.

Este autor refere ainda que deve ser realizada uma monitorização com a utilização de um segundo dosímetro caso o workload (volume de trabalho) da sala supere os 1000 (Gy.cm²)/mês ou o workload do operador seja maior que 2000 (Gy.cm²)/mês.

Tendo em conta os valores de DAP_T apresentados nas Tabelas 6.1 e 6.2, observa-se que os Médicos D e E, e os Técnicos B e E excedem efectivamente os 2000 (Gy.cm²)/mês. Porém, os restantes profissionais também são susceptíveis de ultrapassar este limite, já que o DAP_T depende do número de procedimentos de CI realizados e da complexidade dos mesmos. As intervenções mais complicadas são por norma mais demoradas, o que aumenta os tempos de exposição à radiação e consequentemente o DAP_T utilizado na execução dos exames.

Em suma, a monitorização individual que eventualmente pode vir a ser aplicada aos profissionais do Serviço de Hemodinâmica consiste na utilização de um dosímetro de extremidades, para vigiar as doses recebidas nas mãos, e de um segundo dosímetro no protector de tiróide, pois o workload dos profissionais poderá exceder os 2000 (Gy.cm²)/mês e através deste podem ser determinados níveis de dose para o cristalino.

6.2. Tema B - Dosimetria de Pacientes sujeitos a procedimentos de CI

6.2.1. Dosimetria para optimização, controlo e garantia de qualidade

Nos Gráficos 6.10 e 6.11 pode-se observar a informação demográfica (sexo e idade respectivamente) relativa aos indivíduos que foram submetidos a exames de CI durante Maio e Junho de 2011, podendo-se observar que os pacientes sujeitos a estes procedimentos foram maioritariamente indivíduos adultos do sexo masculino (73%), com idades compreendidas essencialmente entre os 55 e os 80 anos.

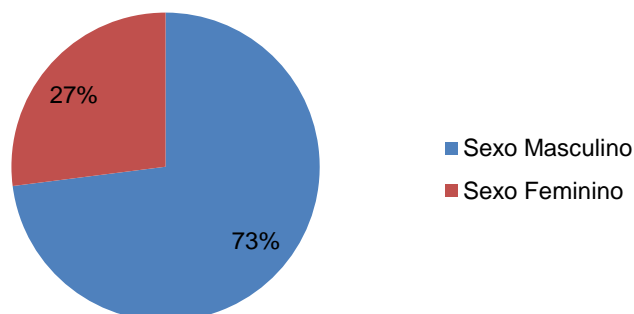


Gráfico 6.10- Distribuição dos pacientes que foram sujeitos a procedimentos de CI entre Maio e Junho de 2011, de acordo com o sexo (número total de pacientes=211).

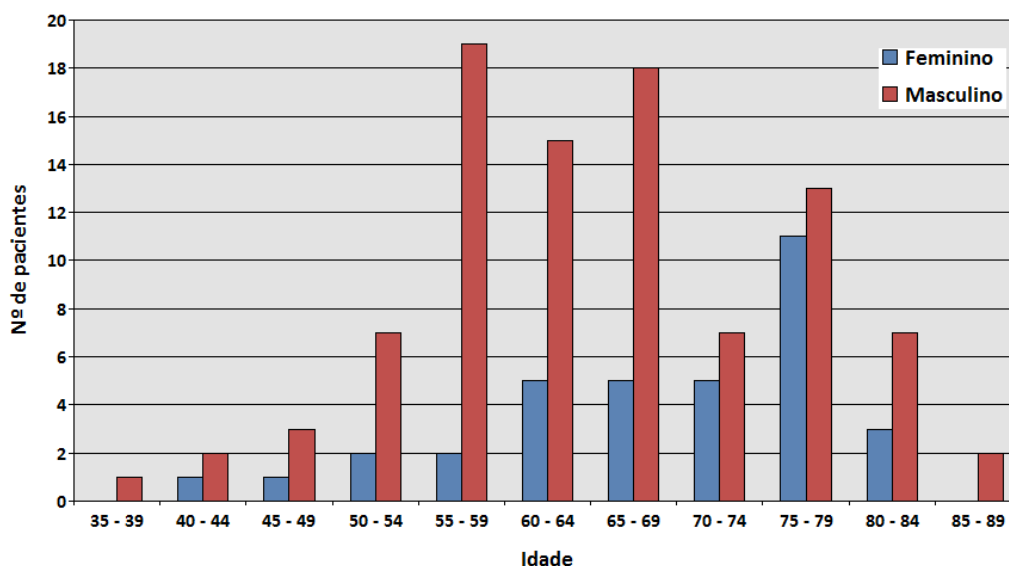


Gráfico 6.11- Distribuição das idades dos pacientes que foram submetidos a procedimentos de CI entre Maio e Junho de 2011 (número total de pacientes=211).

Na Tabela 6.10 são apresentados o número e tipo de procedimentos efectuados tendo em conta o sexo dos pacientes. Para cada tipo exame encontra-se registado o valor máximo e mínimo de DAP_T ($(DAP_T)_{\text{máximo}}$ e $(DAP_T)_{\text{mínimo}}$), tendo-se determinado o valor médio do DAP_T ($(DAP_T)_{\text{médio}}$), respectivo desvio padrão (δ) e o 3º quartil. Os dados que permitiram a construção da seguinte tabela foram obtidos a partir de pesquisas efectuadas na base de dados referente aos protocolos de exame dos pacientes.

Tabela 6.10- Informação dosimétrica dos procedimentos realizados em Maio e Junho de 2011, tendo em conta o sexo dos pacientes.

Sexo	Tipo de Procedimento	Nº Procedimentos	$(DAP_T)_{\text{médio}} \pm \delta$ (Gy.cm ²)	$(DAP_T)_{\text{máximo}}$ (Gy.cm ²)	$(DAP_T)_{\text{mínimo}}$ (Gy.cm ²)	3º Quartil (Gy.cm ²)
Feminino	CA	34	33,6 ± 26,5	111,1	4,1	39,5
	PTCA	3	176,4 ± 173,2	375,6	61,2	234
	CA+PTCA	20	109,4 ± 71,7	291,1	29,5	122
Masculino	CA	71	48,4 ± 45,2	334,5	5,6	64,6
	PTCA	13	149,8 ± 107,5	375,5	17,9	189
	CA+PTCA	70	116,1 ± 77,9	356,9	20,3	132,6

Através da Tabela 6.10 observa-se que o $(DAP_T)_{\text{médio}}$ nos homens é estatisticamente superior ao valor de $(DAP_T)_{\text{médio}}$ nas mulheres, sendo estas diferenças devidas a diferentes características antropométricas existentes entre sexos, que vão então influenciar directamente

o valor do DAP. Verifica-se que no caso da PTCA, para pacientes do sexo feminino, o $(DAP_T)_{\text{médio}}$ é superior, no entanto este valor não é considerado estatisticamente significativo.

A Tabela 6.11 refere-se aos resultados obtidos para a análise estatística descritiva que se efectuou para os valores finais do DAP_T obtido para cada procedimento. Optou-se por este método de análise de dados, pois os valores de DAP_T apresentam uma grande dispersão, não exibindo uma distribuição normal.

Tabela 6.11 – Resultados determinados para a análise estatística dos valores de DAP obtidos para cada tipo de procedimento, realizada através do programa SPSS Statistics 17.0.

Tipo de Procedimento	Nº Procedimentos	Mínimo (Gy.cm ²)	Máximo (Gy.cm ²)	Média (Gy.cm ²)	δ (Gy.cm ²)
CA	105	4,13	334,53	43,36	40,40
PTCA	16	17,91	375,62	154,76	115,63
CA+PTCA	90	20,39	356,97	114,62	76,21

Verifica-se então que o valor de $(DAP_T)_{\text{médio}}$ mais elevado (154,76 Gy.cm²) foi registado para a PTCA. Por se tratar de um procedimento terapêutico existem diversos factores que poderão influenciar a irradiação do paciente. Quanto mais complexa for a lesão a tratar, mais demorada poderá ser a intervenção, o que se traduz possivelmente num maior tempo de exposição por fluoroscopia e, conseqüentemente, num DAP mais elevado.

A CA regista o menor $(DAP_T)_{\text{médio}}$ (43,36 Gy.cm²), na medida em que se trata de um procedimento usado para o diagnóstico de patologias. É uma intervenção que poderá ser mais simples, podendo implicar tempos de exposição mais reduzidos e, por conseguinte, menores valores de DAP.

Na Tabela 6.12 podem ser comparados os dados obtidos neste estudo para o $(DAP_T)_{\text{médio}}$ e 3ºquartil (parâmetro estatístico a partir do qual são definidos os NRD), com os resultados publicados por diversos autores.

Pode-se observar que o $(DAP_T)_{\text{médio}}$ obtido para a CA encontra-se dentro da gama de valores publicados na literatura, bem como o $(DAP_T)_{\text{médio}}$ determinado para os procedimentos combinados (CA+PTCA). No caso da CA, o 3ºquartil calculado está muito próximo dos NRD's europeus propostos, encontrando-se inclusivamente abaixo do NRD definido em 2003.

A maior discrepância de resultados é registada para a PTCA, em que o $(DAP_T)_{\text{médio}}$ que se obteve é bastante superior (cerca de uma ordem de grandeza) aos valores encontrados na pesquisa bibliográfica efectuada.

O cálculo do 3º quartil também se encontra muito superior, quando comparado com os NRD's europeus definidos tanto em 2003 com em 2008 para este procedimento.

Tabela 6.12- Comparação dos resultados obtidos no presente estudo com os valores obtidos em estudos anteriormente publicados.

Tipo de Procedimento	Autor [ano]	$(DAP_T)_{\text{médio}}$ (Gy.cm ²)	3º Quartil (Gy.cm ²)	Presente Trabalho	
				$(DAP_T)_{\text{médio}}$ (Gy.cm ²)	3º Quartil (Gy.cm ²)
CA	Brnic et al. [2010] (59)	25,3	-----	43,36	52,35
	Pantos et al.[2009] (53)	39,9	-----		
	Morrish et al.[2008] (54)	30,9-39,3	-----		
	Stisova et al.[2004] (60)	25-54,5	-----		
	Tsapaki et al.[2003] (61)	47,3	60,4		
	Betsou et al.[1998] (62)	30,4	-----		
	NRD europeu [2003] (59)	-----	57		
	NRD europeu [2008] (59)	-----	45		
PTCA	Brnic et al. [2010] (59)	55,2	-----	154,76	198,73
	Pantos et al. [2009] (53)	78,3	-----		
	Morrish et al.[2008] (54)	50,8-92,8	-----		
	Tsapaki et al.[2003] (61)	68	80,7		
	Betsou et al.[1998] (62)	37,6	-----		
	NRD europeu [2003] (59)	-----	94		
	NRD europeu [2008] (59)	-----	85		
CA+PTCA	Pantos et al. [2009] (53)	109,3	-----	114,62	132,57
	Stisova et al.[2004] (60)	43-104,5	-----		
	Betsou et al.[1998] (62)	50,6	-----		

É importante salientar que o número de procedimentos analisados em alguns dos estudos referidos na tabela anterior é superior a amostra considerada neste trabalho, em específico para a PTCA. Daí que os resultados obtidos para este procedimento apresentem uma maior diferença.

No Gráfico 6.12 observam-se as contribuições relativas do DAP referentes ao modo de fluoroscopia ($DAP_{\text{fluoroscopia}}$) e do DAP no modo cine (DAP_{cine}). Os resultados presentes neste gráfico são apresentados em termos de valores médios.

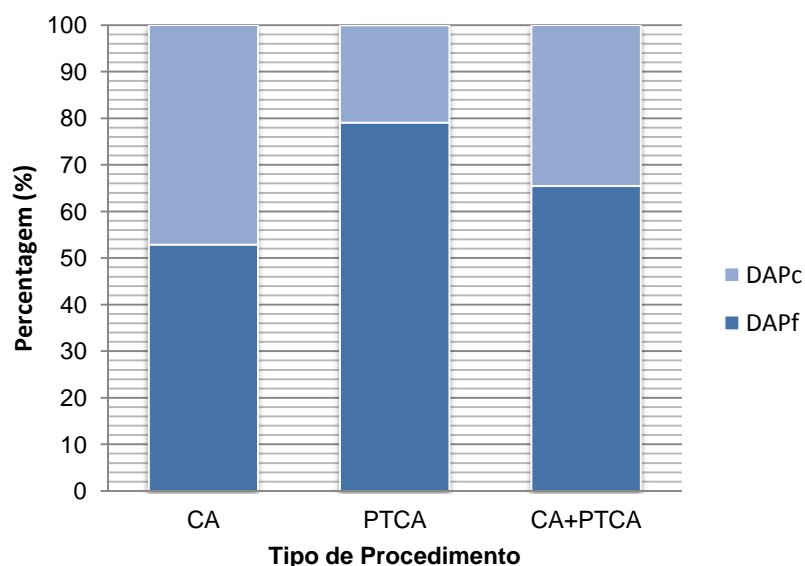


Gráfico 6.12- Contribuição relativa (em %) do valor médio de $DAP_{\text{fluoroscopia}}$ (DAPf) e do valor médio de DAP_{cine} (DAPc) para o $(DAP_T)_{\text{médio}}$.

Da análise do gráfico anterior, observa-se que para todos os tipos de procedimentos o $DAP_{\text{fluoroscopia}}$ médio contribui para uma maior percentagem de dose para o valor do $(DAP_T)_{\text{médio}}$. Caso a contribuição do DAP_{cine} fosse superior que a do $DAP_{\text{fluoroscopia}}$, o $(DAP_T)_{\text{médio}}$ seria provavelmente superior ao que se determinou para os diferentes procedimentos, resultando num possível aumento de dose para o paciente. Tal poderia dever-se ao facto do modo cine utilizar taxas de dose mais elevadas para otimizar a visualização clínica das imagens adquiridas.

Por sua vez, na Tabela 6.13 são apresentados os resultados obtidos para a análise descritiva dos valores do tempo de fluoroscopia. Escolheu-se novamente este método, pois à semelhança do DAP, o tempo de fluoroscopia apresenta uma grande dispersão de valores.

Tabela 6.13- Resultados determinados para a análise estatística dos valores do tempo de fluoroscopia obtidos para cada tipo de procedimento, realizada através do programa SPSS Statistics 17.0.

Tipo de Procedimento	Nº de Procedimentos	Mínimo (min)	Máximo (min)	Média (min)	δ (min)
CA	105	0,70	31,60	5,42	5,13
PTCA	16	2,80	56,00	20,19	15,18
CA+PTCA	90	2,90	46,80	13,59	8,99

Atendendo aos dados da Tabela 6.13 e tendo em conta o Gráfico 6.12, observa-se que para o caso da CA, a contribuição do $DAP_{\text{fluoroscopia}}$ é menor do que a dos restantes exames, pois este procedimento também apresenta um tempo médio de fluoroscopia mais reduzido

(5,42 min). Tal poderá ser justificado pela possível ausência de obstruções à passagem do cateter através dos vasos coronários, já que o encaminhamento e posicionamento deste dispositivo é feito sob o modo de fluoroscopia.

Nos casos em que o encaminhamento dos cateteres é mais demorado, a contribuição do $DAP_{\text{fluoroscopia}}$ será maior, o que acontece no caso da PTCA. Como se trata de um exame previamente programado, o cardiologista já conhece a localização da lesão, guiando o cateter directamente até alcançá-la. No entanto, como se trata de um procedimento complexo, por vezes podem ser encontradas algumas dificuldades em posicionar directamente o cateter e o balão dilatador no local desejado. Deste modo, justifica-se o maior tempo de fluoroscopia registado para a PTCA (20,19 min).

Na CA o cardiologista pesquisa a lesão, usando maioritariamente o modo cine e diversas projecções no tubo de raios X. Assim, embora a PTCA seja mais complexa que a CA, este último procedimento apresenta uma maior contribuição de DAP_{cine} .

A partir dos dados da Tabela 6.14 foi possível determinar a percentagem do tempo de duração do procedimento durante o qual o paciente está exposto a radiação ionizante.

Tabela 6.14- Registo do tempo de fluoroscopia médio (em minutos) e tempo total de exame médio (em minutos) para cada tipo de procedimento.

Tipo de Procedimento	$T_{\text{fluoroscopia}}$ (min) (média)	T_{Total} (min) (média)
CA	5,42	40,50
PTCA	20,19	54,90
CA+PTCA	13,59	47,40

Verificou-se que o paciente durante um determinado exame encontra-se exposto à radiação X, em média, cerca de 13,3% do tempo total para CA, 36,8% do tempo total para PTCA e aproximadamente 28,5% do tempo total para CA+PTCA.

Nos Gráficos 6.13, 6.14 e 6.15 podem ser observadas as correlações existentes entre o tempo de fluoroscopia e o DAP_T para cada tipo de procedimento em estudo.

A relação entre o tempo de fluoroscopia e o DAP_T foi avaliada através do coeficiente de correlação de Pearson, para os diferentes tipos de procedimentos. No caso da CA verifica-se uma correlação positiva forte, significativa ao nível de significância $\alpha=0,01$ ($r=0,721$; $p<0,01$), entre estes dois parâmetros.

Este resultado indica que as CA's que registaram um maior tempo de fluoroscopia tendem a apresentar maiores valores de DAP_T , ou seja, o tempo de fluoroscopia associa-se de forma forte ao valor de DAP_T .

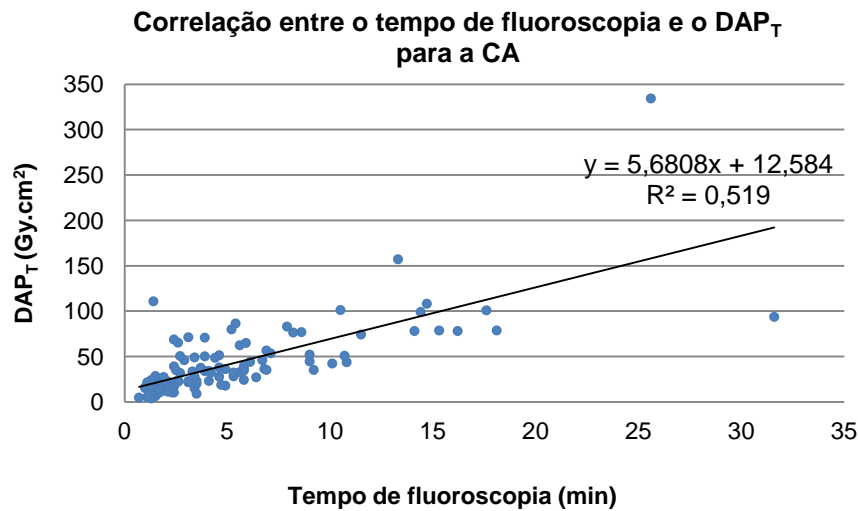


Gráfico 6.13- Correlação entre o tempo de fluoroscopia (min) e o DAP_T (Gy.cm²) para a CA, com a respectiva regressão linear ($r=0,721$; $p<0,01$; 105 procedimentos)

Relativamente à PTCA ($r=0,936$; $p<0,01$) e à CA+PTCA ($r=0,826$; $p<0,01$), verificam-se igualmente correlações positivas fortes entre o tempo de fluoroscopia e o DAP_T, significativas ao nível de significância $\alpha=0,01$. Para a PTCA observa-se a maior correlação entre estes dois parâmetros, o que pode ser justificado pelo número reduzido de procedimentos de PTCA realizados durante o período do estudo, quando comparados com o número dos restantes, pelo que assim, variabilidade de valores acaba por ser menor. Deduz-se assim que em ambos os casos, o tempo de fluoroscopia também se associa de forma forte ao valor de DAP_T.

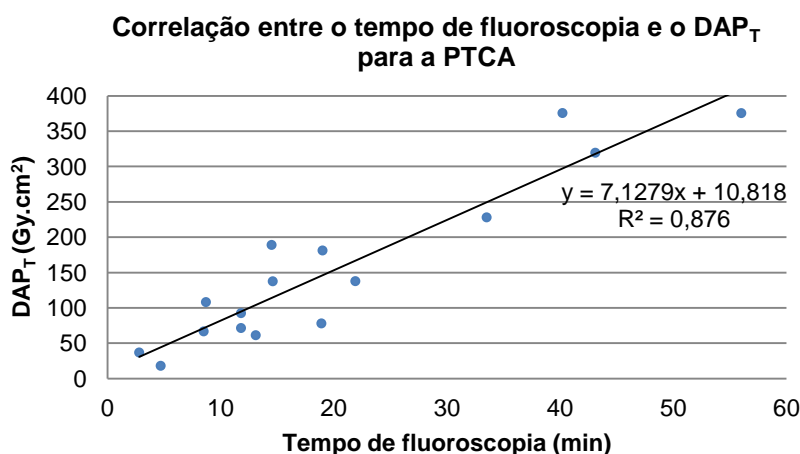


Gráfico 6.14- Correlação entre o tempo de fluoroscopia (min) e o DAP_T (Gy.cm²) para a PTCA, com a respectiva regressão linear ($r=0,936$; $p<0,01$; 16 procedimentos).

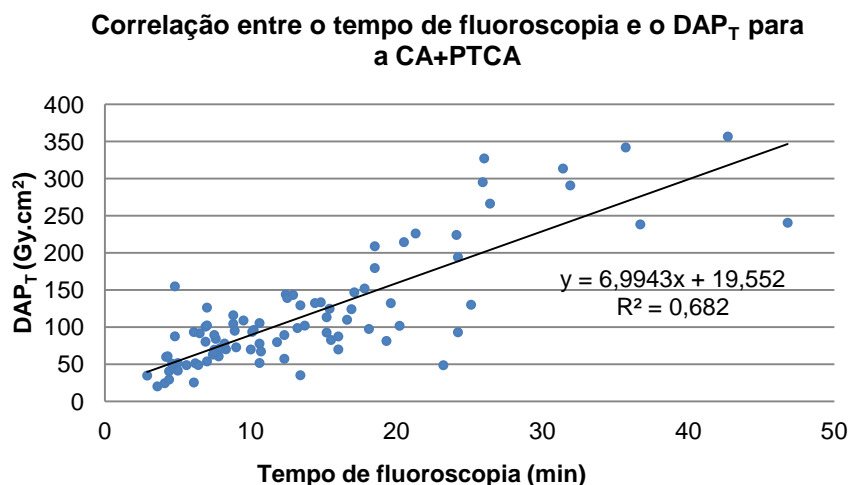


Gráfico 6.15- Correlação entre o tempo de fluoroscopia (min) e o DAP_T (Gy.cm²) para os procedimentos combinados (CA+PTCA), com a respectiva regressão linear (r=0,826; p<0,01; 90 procedimentos).

6.2.2. Dosimetria para avaliação do risco estocástico

Para a determinação da dose efectiva dos procedimentos de CA e PTCA foram seleccionados 129 pacientes, tendo em conta os seus pesos, como foi referido no capítulo anterior. Destes 129 exames, 67 foram intervenções de diagnóstico (CA), 9 foram procedimentos terapêuticos (PTCA) e 53 foram procedimentos combinados (CA seguida de PTCA). Na pesquisa bibliográfica não foram encontrados CCD, assim para a CA+PTCA não será calculada a sua dose efectiva.

Na Tabela 6.15 encontra-se o registo do (DAP_T)_{médio} determinado para a CA e para a PTCA e o respectivo valor da dose efectiva, calculada através da equação 5.3.

Tabela 6.15- Cálculo de E (mSv) para CA e para PTCA a partir da utilização dos CCD propostos pelo NRPB.

Tipo de Procedimento	Nº de Procedimentos	(DAP _T) _{médio} ± δ (Gy.cm ²)	CCD (mSV/Gy.cm ²)	E (mSv)
CA	67	38,65 ± 28,53	0,183	7,07 ± 5,22
PTCA	9	136,13 ± 112,11	0,183	24,91 ± 20,52
			0,26	35,39 ± 29,15

Por sua vez, na Tabela 6.16 encontram-se alguns dos valores publicados em diversos estudos para a dose efectiva, tanto para a CA como para a PTCA.

Tabela 6.16- Valores de dose efectiva publicados para a CA e PTCA.

Tipo de Procedimento	Autor [ano]	E (mSv)
CA	Pantos et al.[2009] (53)	9,1
	Morrish et al.[2008] (54)	5,1-6,6
	Bogaert .[2008] (63)	5-9
	Stisova et al.[2004] (60)	2,7-8,8
PTCA	Pantos et al.[2009] (53)	17
	Morrish et al.[2008] (54)	11,2-17
	Bogaert [2008] (63)	6-15

Da análise das duas tabelas anteriores, verifica-se que os dados para a dose efectiva da CA são bastante semelhantes aos valores descritos na literatura para este mesmo procedimento. No entanto, para a PTCA, os resultados que se alcançaram para a dose efectiva são superiores aos valores encontrados na literatura pesquisada. Esta discrepância poderá dever-se à diversidade de parâmetros que influenciam o procedimento, como a orientação do feixe de radiação, isto é, as projecções utilizadas no tubo, e as características do espectro de raios de X. Outro factor preponderante é a complexidade da lesão apresentada pelo paciente.

Por ser um procedimento terapêutico, a PTCA permite o tratamento da lesão, que caso seja complexa implica que um maior tempo de exposição por fluoroscopia, o que se traduz num maior valor de DAP. Para alguns dos estudos referidos na Tabela 6.16, o número de procedimentos analisados é superior à amostra considerada neste trabalho, em específico para a PTCA, pelo que este procedimento apresenta uma diferença mais acentuada.

6.2.3. Dosimetria para avaliação de efeitos determinísticos

Nas Tabelas 6.17 e 6.18 são apresentadas as análises estatísticas descritivas efectuadas para os valores de PSD determinados a partir das equações 5.4 e 5.5. Foram determinados os valores máximos e mínimos para o PSD, bem como a média e respectivo desvio padrão (δ). O número de procedimentos refere-se à quantidade de exames que respeitam as restrições referidas na secção 5.2.3 para a aplicação de ambas as equações.

Tabela 6.17- Resultados determinados para a análise estatística dos valores de PSD, obtidos a partir da equação 5.4, realizada através do programa SPSS Statistics 17.0.

Tipo de Procedimento	Nº procedimentos	Mínimo (mGy)	Máximo (mGy)	Média (mGy)	δ (mGy)
CA	51	463,73	2895,66	731,32	374,49
PTCA	15	482,71	3438,93	1532,58	906,47
CA+PTCA	85	484,10	3144,98	1138,59	611,84

Tabela 6.18- Resultados determinados para a análise estatística dos valores de PSD, obtidos a partir da equação 5.5, realizada através do programa SPSS Statistics 17.0.

Tipo de Procedimento	Nº procedimentos	Mínimo (mGy)	Máximo (mGy)	Média (mGy)	δ (mGy)
CA	31	511,53	1988,56	697,21	267,34
PTCA	14	567,29	2202,22	1148,39	582,75
CA+PTCA	78	513,93	2105,24	907,07	389,71

Ao se estimar a PSD, tanto com a equação 5.4, como com a equação 5.5, verifica-se que a PTCA é o procedimento que regista os resultados mais elevados, enquanto a CA apresenta os menores valores de dose.

Sabe-se que o limite referido na literatura a partir do qual pode ocorrer o aparecimento de lesões cutâneas (eritema imediato) é de 2Gy. Tendo em atenção os dados presentes na Tabela 6.18, em especial os valores máximos determinados para PSD, observa-se que esse limiar de dose pode ser superado para a PTCA e para a CA+PTCA. Os procedimentos para os quais determinou-se um valor de PSD superior a 2Gy, foram aqueles que apresentaram um DAP_T superior a aproximadamente $330Gy.cm^2$. Na Fig.6.1 encontra-se um esquema do método usado para determinar este valor para DAP_T .

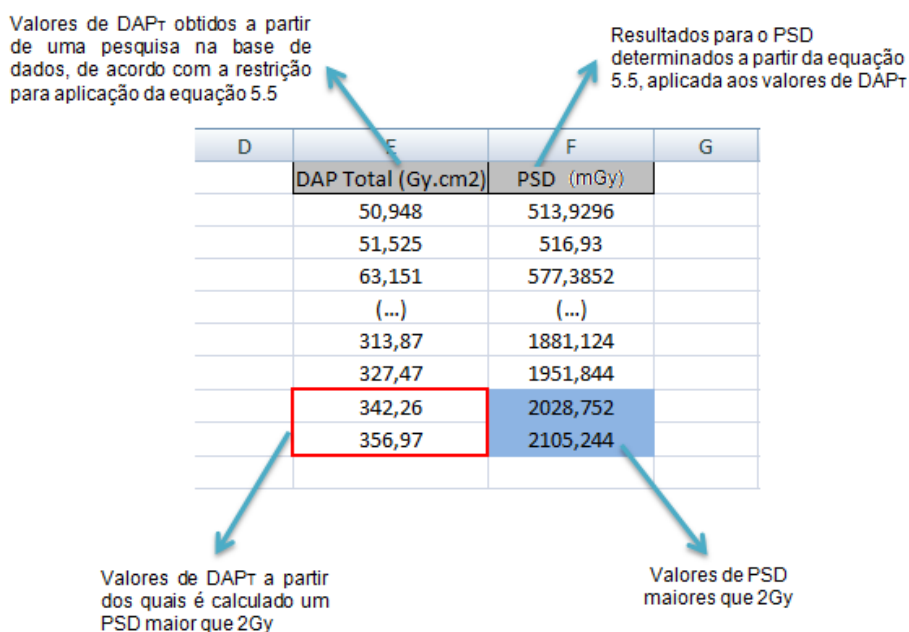


Fig. 6.1- Método utilizado para determinar o valor de DAP_T para o qual é determinado um PSD superior a 2Gy.

Numa folha de cálculo do *Microsoft Office Excel 2007* determinaram-se os resultados para PSD com a equação 5.5, a partir dos valores de DAP_T que respeitaram a restrição

imposta por esta expressão. Posteriormente, observou-se a partir de que DAP_T se obtinha um pico de dose superior a 2Gy, verificando-se assim que tal ocorre a partir de cerca dos $330\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$.

Como as lesões cutâneas têm um período de latência associado, os pacientes que realizem exames de CI, e cujo DAP ultrapasse os $300\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, poderão ser seguidos por poderem apresentar risco de aparecimento de efeitos determinísticos.

Esta análise não foi efectuada para os valores de $(K_{ar})_T$ apresentada nos protocolos de exame dos pacientes, pois, tal como foi referido no fundamento teórico, K_{ar} corresponde a uma aproximação à dose de radiação total da pele. A localização do ponto IRP (onde é medido K_{ar}) varia relativamente ao paciente, durante a execução de um determinado procedimento de CI, ou seja, tem-se uma posição distinta para cada projecção usada no tubo de raios X. Deste modo, na maioria das projecções usadas, o ponto IRP não coincide com a superfície da pele do paciente, daí as incertezas associadas ao valor de K_{ar} para avaliação do risco de lesões determinísticas.

Há que ter em conta que as fórmulas de conversão utilizadas (equações 5.4 e 5.5) são aproximações e não medidas exactas de PSD. As incertezas associadas a estas expressões poderão dever-se às mudanças de energia no feixe de raios X, durante o procedimento, às diferentes taxas de dose utilizadas (dependentes dos modos de fluoroscopia e cine), ao tamanho do paciente e à orientação do feixe de radiação, definida a partir das projecções usadas no tubo. Este factor é de extrema importância, pois ao não se alterar a orientação dos raios X, vão-se irradiar os mesmos locais da pele do paciente, podendo eventualmente levar ao surgimento de lesões determinísticas no indivíduo sujeito à intervenção.

Nos Gráficos 6.16, 6.17 e 6.18 podem ser observadas as correlações existentes entre o wfp e o DAP_T para cada tipo de procedimento de CI em análise.

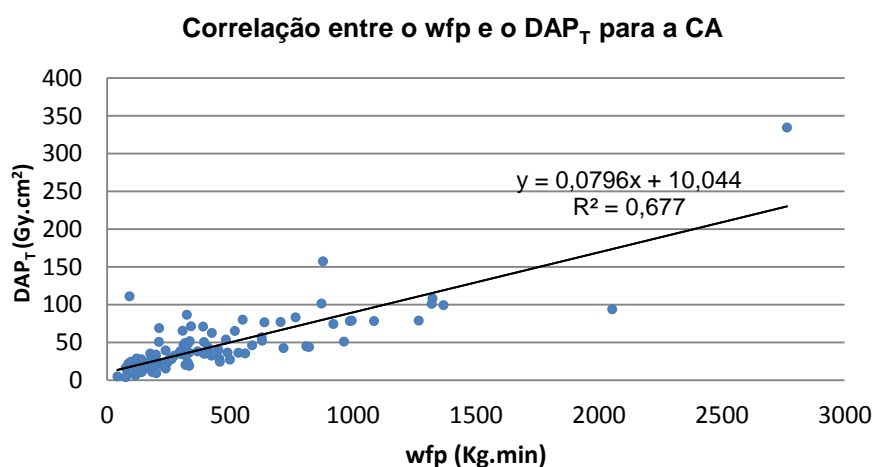


Gráfico 6.16- Correlação entre DAP_T ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) e wfp ($\text{Kg}\cdot\text{min}$) para CA ($r=0,823$; $p<0,01$; 105 procedimentos;).

Para a CA (Gráfico 6.16), observa-se uma correlação positiva forte, significativa ao nível de significância $\alpha=0,01$ ($r=0,823$; $p<0,01$), entre o wfp e o DAP_T , o que indica que um maior wfp encontra-se associado a um maior valor de DAP_T . Como wfp é um indicador da dose na pele, deduz-se que os pacientes mais pesados poderão apresentar DAP_T mais elevados e, conseqüentemente, maiores doses à superfície da pele.

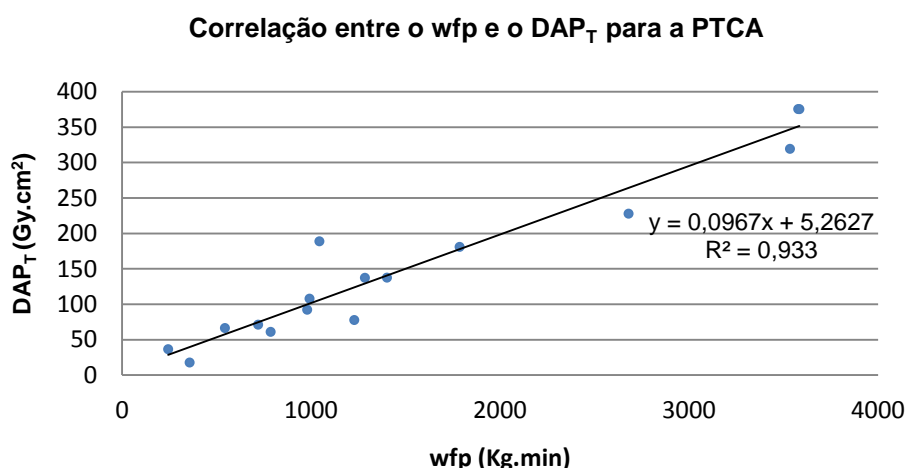


Gráfico 6.17- Correlação entre DAP_T (Gy.cm²) e wfp (Kg.min) para PTCA ($r=0,966$; $p<0,01$; 16 procedimentos).

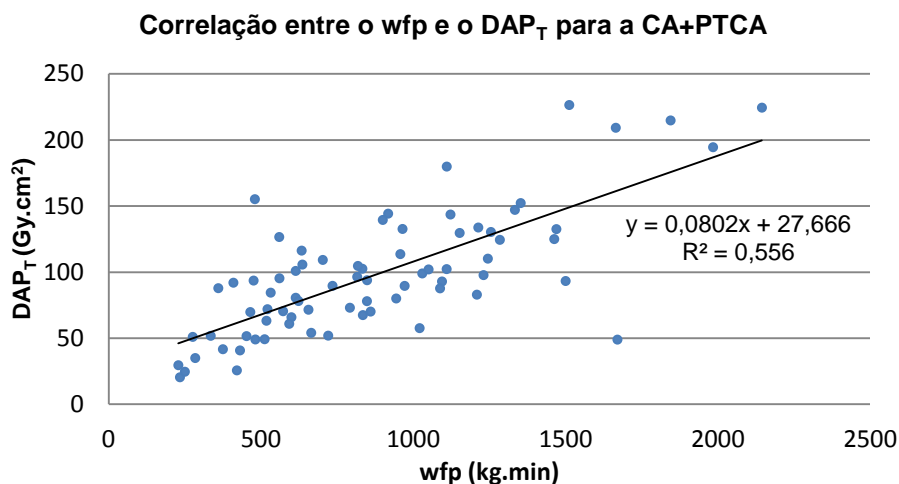


Gráfico 6.18- Correlação entre DAP_T (Gy.cm²) e wfp (Kg.min) para CA seguida de PTCA ($r=0,888$; $p<0,01$; 84 procedimentos).

Em relação à PTCA ($r=0,966$; $p<0,01$) e à CA+PTCA ($r=0,888$; $p<0,01$), também se verificam correlações positivas fortes entre os dois parâmetros em estudo, significativas ao nível de significância $\alpha=0,01$. A PTCA regista a maior correlação, devido talvez ao menor número de procedimentos analisados, não se verificando uma variabilidade tão grande entre valores, quando comparados com os restantes procedimentos. Em ambos os casos, o wfp

associa-se de forma forte ao valor de DAP_T , podendo-se igualmente deduzir que nestes procedimentos pacientes mais pesados poderão apresentar maiores doses à superfície da pele. No caso dos procedimentos combinados, apenas foram analisados 84 procedimentos (e não a totalidade dos 90 exames de CA+PTCA) porque não se encontrava registado o peso de 6 pacientes.

Embora se tenha alcançado boas correlações entre o wfp e o DAP_T para todos os procedimentos, deve-se ter em atenção que os valores de DAP_T apresentam algumas limitações para avaliar a dose na pele, uma vez que a direcção das projecções varia durante a realização dos exames, pelo que a superfície do paciente directamente irradiada também será alterada.

7. Conclusão

Com a realização do presente trabalho foi possível verificar que de facto os procedimentos médicos guiados através de fluoroscopia, realizados na área da CI envolvem doses de radiação consideráveis, não só para os profissionais de saúde envolvidos na execução dos exames, mas também para os pacientes que são submetidos a este tipo de intervenções.

Desta forma, foi possível retirar diversas conclusões para os estudos desenvolvidos, tanto na área da dosimetria de profissionais, como na dosimetria de pacientes.

Relativamente à análise retrospectiva dos equivalentes de dose individual dos diferentes grupos profissionais envolvidos nos procedimentos de CI, verificou-se que todos se encontram dentro dos limites de dose previstos pela legislação nacional. Através deste estudo pode-se concluir que todos os profissionais poderão receber até 6mSv/ano, pelo que são classificados como profissionais de categoria A, de acordo com o decreto-lei nº222/2008.

Em relação à avaliação efectuada para a dose efectiva, dose no cristalino e dose nas extremidades dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica, verificou-se que os resultados alcançados estão igualmente dentro dos limites de dose estipulados na legislação nacional.

Como pode existir sobrestimação ou subestimação nos valores calculados para a dose efectiva, deve-se escolher, com algum cuidado, o algoritmo para a determinação desta grandeza. O cálculo da dose eficaz deve ser efectuado por mais do que um algoritmo, de forma a determinar em que intervalos de valores poderá estar a dose efectiva recebida pelo profissional.

Também a fórmula associada à determinação da dose equivalente no cristalino poderá ter um erro associado, visto derivar de uma ponderação da dose equivalente da tiróide, pelo que se conseguirão resultados mais confiáveis através do uso de um dosímetro específico a nível ocular. Por sua vez, as doses obtidas para as extremidades, para além de dependerem do número de procedimentos efectuados, dependem também do posicionamento das mãos operadores relativamente à fonte de radiação e ao paciente, que vai variar de profissional para profissional. Actualmente, a monitorização de extremidades já foi implementada para os cardiologistas.

Os resultados obtidos para o tema da dosimetria de profissionais e a sua análise apontam ainda para a importância da manutenção de um livro de registos ou criação de uma base de dados com os valores de DAP e tempo de fluoroscopia de cada procedimento de CI, bem como quais os profissionais envolvidos. Só a partir destes registos podem ser desenvolvidos estes estudos dosimétricos.

Existem algumas acções que podem ser implementadas pelos profissionais de saúde de forma a minimizar suas doses ocupacionais, como a utilização do EPI disponível na Sala de Angiografia e o uso das barreiras de protecção existentes (protecção lateral da mesa de pacientes e biombo de tecto suspenso). Devem ainda usar sempre o dosímetro, pois a partir do conhecimento das suas doses pessoais, podem ser implementadas acções que permitam a optimização das práticas.

Poderá também ser implementada uma maior rotatividade entre os profissionais. Sempre que possível, deverão posicionar-se numa zona de baixa dispersão durante a realização dos procedimentos. No que se refere aos 1^{os} operadores (especialmente os profissionais que ainda se encontrem em fase de treino), mesmo realizando poucos procedimentos, apresentam doses ocupacionais consideráveis (em particular a nível do cristalino e das extremidades).

Por sua vez, relativamente aos estudos desenvolvidos na área da dosimetria de pacientes pode-se concluir que os resultados obtidos para o $(DAP_T)_{médio}$, em comparação com os da literatura pesquisada, são bastante semelhantes entre si, no caso da CA e da CA+PTCA. No entanto, verificou-se uma maior discrepância para a PTCA.

Consequentemente, tal também se registou na determinação da dose efectiva, devido à equação utilizada depender do $(DAP_T)_{médio}$ dos diferentes procedimentos. Existe ainda um erro associado ao cálculo da dose efectiva para os exames de CI, na medida em que nem todas as intervenções poderão ser consideradas procedimentos representativos.

Também se verificou que, os procedimentos que apresentem um DAP_T superior a aproximadamente $330\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ podem resultar num valor de PSD maior que 2Gy, limiar de dose a partir do qual são observadas lesões cutâneas. Existe ainda uma boa correlação entre DAP_T e o wfp e, por conseguinte, entre o DAP_T e a dose na pele. Ambos os resultados consolidam a ideia de que é importante fazer-se o registo do valor de DAP de cada procedimento de CI. É importante salientar que, para que as correlações determinadas para a PTCA apresentassem um melhor resultado estatístico, deveria ter-se uma amostra maior, pois o número de exames deste tipo, efectuados no período em que decorreu o estudo, foi reduzido.

Não existem DLR's a nível nacional para os procedimentos de CI, no entanto a sua criação é de grande importância para que os resultados que advém deste tipo de estudos possam ter um termo de comparação.

Pode-se concluir ainda que os procedimentos de CI, por envolverem exposição a radiações ionizantes, devem ser sujeitos a uma monitorização e optimização constantes. Desta forma, todas as acções que sejam tomadas para diminuir a dose do paciente também permitem minimizar a dose recebida pelo profissional, como por exemplo a diminuição do número de imagens adquiridas e do tempo de fluoroscopia, a utilização do conjunto de filtros adicionais de cobre e uma maior prevalência de projecções oblíquas anteriores direitas no arco em C, para a aquisição das imagens.

Os profissionais que realizam este tipo de procedimentos intervencionistas devem ainda procurar adquirir formação adequada na área da RI/CI.

Existem alguns estudos que poderão futuramente ser realizados no âmbito do presente trabalho. Poderia efectuar-se a monitorização de ambas as mãos dos profissionais do Serviço de Hemodinâmica para depois se compararem as doses recebidas nas duas extremidades. Também poderiam ser usados os métodos de Monte Carlo para simular as diferenças de dose para os procedimentos efectuados pelo acesso radial e pelo acesso femoral. Outro trabalho a ser desenvolvido poderia ser sobre a monitorização dos profissionais a nível dos membros inferiores para estabelecer níveis de dose.

Relativamente à dosimetria de pacientes, poderiam ser colocados dosímetros em torno do tórax destes, para determinar a dose na pele que na realidade os pacientes recebem no decorrer das intervenções. Os resultados poderiam ser, posteriormente, comparados através de simulações de Monte Carlo, em que se efectuasse uma simulação para cada projecção usada no tubo de raios X.

Bibliografia

1. **International Atomic Energy Agency.** *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice.* [ed.] IAEA Library, 2007. Vol. 457.
2. **Magill, Dennise M.** *Radiation Dose and Risk in Interventional Neuroradiology.* s.l. : Oregon State University, 2010. pp. 25-27.
3. **Bogaert, Evelien.** *Evaluation of patient dose and image receptor performance in interventional cardiology.* s.l. : University Ghent, 2008. pp. 18-24.
4. **Miller, Donald L. et al.** *Occupational radiation protection in interventional radiology: A joint guideline of the cardiovascular and interventional radiology society of europe and the society of interventional radiology.* s.l. : Cardiovascular Interventional Radiology, 2010. pp. 230-239. Vol. 33.
5. **The Society of Interventional Radiology.** *Interventional Fluoroscopy- Reducing Radiation Risks for patient and staff.* s.l. : SIR, 2005. Vol. NIH Publication n°5.
6. **Valentin, J.** *Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures - Publication 85.* s.l. : PERGAMON, 2000.
7. **Baim, Donald S.** *Cardiac Catheterization, Angiography and Intervention.* 7ª Edição. s.l. : Lippincott Williams and Wilkins, 2006.
8. **Canevaro, L.** *Aspectos Físicos e Técnicos da Radiologia Intervencionista.* s.l. : Revista Brasileira de Física Médica, 2009. pp. 101-115. Vol. N°3.
9. **Kim, K.P and Miller, D.L.** *Minimising radiation exposure to physicians performing fluoroscopically guided cardiac catheterisation procedures: a review.* s.l. : Radiation Protection Dosimetry, 2009. pp. 227-233. Vols. 133, N°4.
10. **Foti, C. and Padovani, R.** *Staff dosimetry in interventional cardiology: survey on methods and level of exposure.* s.l. : Radiation Protection Dosimetry, 2008. pp. 100–103. Vols. 129, No. 1–3.
11. **Sousa, P.J.** *Ajustamento pelo risco em Cardiologia de Intervenção: análise de resultados na perspectiva da qualidade e da segurança do doente.* Universidade Nova de Lisboa - Escola Nacional de Saúde Pública. 2008. pp. pp.51-62, Tese de Doutoramento.
12. *Dados facultados pelo Dr. Helder Pereira, presidente da Associação Portuguesa de Intervenção Cardiológica (APIC).* 2011.
13. **Pereira, H., Patrício, L. and Magalhães, D.** *Registo da evolução da Cardiologia de Intervenção em Portugal entre 1992 e 2003.* s.l. : Rev Port Cardiol, 2006. pp. 141-151. Vol. 25.
14. **Grech, Ever D. et. al.** *ABC of Interventional Cardiology.* s.l. : BMJ Publishing Group, 2004. pp. 1-12.
15. **Brener, Sorin et. al.** *Essential Interventional Cardiology.* 2ª Edição. s.l. : Elsevier, 2008. pp. 3-17.
16. *Patient.co.uk.* [Online] [Data de Consulta: Agosto 26, 2011.] <http://www.patient.co.uk/health/Coronary-Angiography.htm>.

17. **Silva, L.** *Avaliação da exposição à radiação de profissionais que executam procedimentos intervencionistas em um serviço de Hemodinâmica*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria - Comissão Nacional de Energia Nuclear. 2004. Tese de Mestrado.
18. **Siemens Medical.** *Artis zee / Artis zeego - Operator Manual Volume 2: System Operation*. s.l. : Siemens AG Medical Solutions, 2008.
19. *Curso de Formación Continuada de Protección Radiológica en Radiología Intervencionista: Área 7- Protección Radiológica Ocupacional y Operacional*. 7ª Edição. s.l. : ACPRO, 2011.
20. **GRONCHI, C.R.** *Exposição ocupacional às radiações ionizantes nos serviços de Hemodinâmica*. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares . 2004. Tese de Mestrado.
21. **Ball, J. and Moore, A.D.** *Essential Physics for Radiographers*. 3ª Edição. s.l. : Blackwell Science, 1997. pp. 166-181; 237-252.
22. *Curso de Formación Continuada de Protección Radiológica en Radiología Intervencionista: Área 2- Características físicas de los equipos y haces de rayos X*. 7ª Edição. s.l. : ACPRO, 2011. pp. 25-52.
23. **Morrell, Rachel Elizabeth.** *Dosimetry and Optimisation in High Dose Fluoroscopic and Fluorographic Procedures*. s.l. : University of Nottingham, 2006. pp. 11-13.
24. **Hirshfeld Jr. et al.** *ACCF/AHA/HRS/SCAI Clinical Competence Statement on Physician Knowledge to Optimize Patient Safety and Image Quality in Fluoroscopically Guided Invasive Cardiovascular Procedures*. s.l. : Journal of the American College of Cardiology; Elsevier, 2004. Vols. 44, Nº 11.
25. **Valentin, J.** *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection - Publication 103*. s.l. : Elsevier, 2007.
26. **Turner, James E.** *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*. 3ª Edição. s.l. : WILEY-VCH Verlag GmbH & Co., 2007. pp. 408-410.
27. **Wernli, Christian.** *External Dosimetry: Operational Quantities and their Measurement*. 11º International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA). 2004. p. 9, Refresher Course.
28. **Ahmed, Syed Naem.** *Physics and Engineering of Radiation Detection*. 1ª Edição. s.l. : Elsevier, 2007. pp. 656-660.
29. *Curso de Formación Continuada de Protección Radiológica en Radiología Intervencionista:Área 3- Magnitudes y Unidades Dosimétricas*. 7ªEdição. s.l. : ACPRO, 2011.
30. EMITEL - e-Encyclopaedia of Medical Physics and Multilingual Dictionary of Terms. [Online] [Data de Consulta: Setembro 9, 2011.] <http://www.emitel2.eu/emitwwwsql/encyclopedia.aspx>.
31. **Einstein, A.J. et al.** *Radiation dose to pacientes from cardiac diagnostic imaging*. s.l. : American Heart Association, 2007. pp. 1290-1305.

32. **Miller, Donald L. et al.** *Clinical radiation management for fluoroscopically guided interventional procedures*. s.l.:Radiology, 2010. pp. 321-332. Vol. 257.
33. **Martin, C.J. and Sutton, D.G.** *Practical Radiation Protection in Health Care*. s.l. : Oxford Medical Publications, 2002.
34. **International Atomic Energy Agency.** *Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation*. s.l. : IAEA, 2002. Safety Standars Series.
35. **International Atomic Energy Agency..** *Applying radiation safety standars in diagnostic radiology and interventional procedures using X rays*. s.l. : IAEA Library, 2006. Safety Reports Series.
36. **Vaño, Eliseo et al.** *Pratical aspects of radiation protection in interventional radiology*. 1999. pp. 7-16.
37. Decreto-Lei nº 167/2002. 1ª série - Nº164 s.l. : Diário da República, Julho 18, 2002.
38. Decreto-Lei nº 180/2002. 1ª série - Nº 182 s.l. : Diário da República, 8 de Agosto de 2002.
39. Decreto-lei nº222/2008. 1ª série – Nº223 s.l. : Diário da República, Novembro 12, 2008.
40. **International Comission on Radiation Protection.** *Statement on Tissue Reactions*. 2011.
41. Lei nº102/2009. 1.ª série — N.º 176 s.l. : Diário da República, Setembro 10, 2009.
42. **Carinou, E. and Domienik, J. et al.** *ORAMED: Extremity and eye lens dosimetry in interventional procedures (WP1) – Pratical guidelines to reduce extremity and eye lens doses in interventional cardiology and radiology procedures*. 2011.
43. **Whitby, M. and Martin, C.J.** *A study of the distribution of dose across the hands of interventional radiologists and cardiologists*. s.l. : The British Journal of Radiology, 2005. pp. 219–229. Vol. Nº78.
44. **Chambers, E. et al.** *Radiation Safety Program for the cardiac catherization laboratory*. s.l. : Catheterization and Cardiovascular Interventions; Wiley Online Library, 2011.
45. **Martin, C.J.** *A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements*. s.l. : Radiation Protection Dosimetry, 2009. pp. 140–157. Vols. 136, Nº. 3.
46. *Curso de Formación Continuada de Protección Radiológica en Radiologia Intervencionista: Área 8- Protección del Paciente. 7ª Edição*. s.l. : ACPRO.
47. **IAEA.** 10 Pearls: Radiation protection of patients in fluoroscopy. [Online] [Data de Consulta: Julho 28, 2011.] <http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/Whitepapers/poster-staff-radiation-protection.pdf>.
48. **Silva, C.I.** *Medição dos níveis de referência de diagnóstico em Tomografia Computorizada para exames de cabeça e pescoço*. Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia. 2010. p. pág.27, Tese de Mestrado.

49. **Bashore, T.M. et al.** *American College of Cardiology/Society for Cardiac Angiography and Interventions Clinical Expert Consensus Document on Cardiac Catheterization Laboratory Standards*. s.l. : Journal of the American College of Cardiology; Elsevier, 2001. pp. 2170-2214. Vol. 37.
50. **Kuipers, G., Velders, X.L. , Piek, J.J.** *Exposure of Cardiologists from Interventional procedures*. s.l. : Radiation Protection Dosimetry, 2010. pp. 259-265. Vols. 140, N°3.
51. **Jarvinen, H. et al.** *Comparison of double dosimetry algorithms for estimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff*. s.l. : Radiation Protection Dosimetry, 2008. pp. 80–86. Vols. 131, N° 1.
52. **EMAN Project.** *Optimisation of patient and occupational exposure in interventional radiology*. [Online] [Data de Consulta: Julho 28, 2011.] <http://www.eman-network.eu/spip.php?article165>.
53. **Pantos, Ioannis et al.** *Patient Radiation Doses in Interventional Cardiology Procedures*. s.l. : Current Cardiology Reviews, 2009. pp. 1-11. Vol. N°5.
54. **Morrish, O. W. E. et al.** *An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures*. s.l. : The British Journal of Radiology, 2008. pp. 35–45. Vol. N°81.
55. **Hart, D. and Wall, B. F.** *Radiation Exposure of the UK Population from Medical and Dental X-ray Examinations*. s.l. : National Radiological Protection Board, 2002. pp. 36-41.
56. **Stecker, M.S. et al.** *Guidelines for Patient Radiation Dose Management*. s.l. : Journal of Vascular Interventional Radiology, 2009. pp. 263–273. Vol. 20.
57. **Chida, Koichi et al.** *Relationship Between Fluoroscopic Time, Dose–Area Product, BodyWeight, and Maximum Radiation Skin Dose in Cardiac Interventional Procedures*. s.l. : American Roentgen Ray Society, 2006. pp. 774-778. Vol. N° 183.
58. Despacho nº 258/2003 - Manual de Boas Práticas de Radiologia. 2ª Série- Nº 6 s.l. : Diário da República, 8 de Janeiro de 2003.
59. **Brnic, Z. et al.** *Patient radiation doses in the most common interventional cardiology procedures in Croatia: first results*. s.l. : Radiation Protection Dosimetry, 2010. pp. 180-186. Vols. 138, N°2.
60. **Stisova, V.** *Effective dose to patient during cardiac interventional procedures (Prague workplaces)*. s.l. : Radiation protection Dosimetry, 2004. pp. 271-274. Vols. 111, N°3.
61. **Tsapaki, V. et al.** *Patient dose values in a dedicated Greek cardiac center*. s.l. : The British Journal of Radiology, 2003. pp. 726-730. Vol. 76.
62. **Betsou, S. et al.** *Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures*. s.l. : The British Journal of radiology, 1998. pp. 634-639. Vol. 71.
63. **Bogaert, E. et al.** *A large-scale multicenter study in Belgium of dose area product values and effective doses in interventional cardiology using contemporary x-ray equipment*. s.l. : Radiation Protection Dosimetry , 2008. pp. 312-323. Vols. 128, N°3.

Anexos

Anexo A – Apresentações realizadas e assistidas

Congressos e Encontros:

- **Comunicações:**

- Apresentação de poster no congresso European Medical Physics and Engineering Conference 2011: "*Staff doses in a cardiac cath lab: a 5-year survey considering various professional groups*".

Autores: M. Baptista, G. Cardoso, Mário Forjaz Secca

- Apresentação de poster no VI Encontro Nacional das Ciências e Tecnologias da Saúde, que decorrerá em Outubro de 2011: "*Cálculo de dose efectiva através do algoritmo de Niklason em procedimentos de hemodinâmica*".

Autores: M. Baptista, G. Cardoso, Mário Forjaz Secca

- Apresentação oral no VI Encontro Nacional das Ciências e Tecnologias da Saúde, que decorrerá em Outubro de 2011: "*Avaliação do equivalente de dose individual em cardiologia de intervenção*".

Autores: M. Baptista, G. Cardoso, Mário Forjaz Secca

- **Assistência:**

- XVI Encontro de Medicina Nuclear dos Hospitais de Coimbra: "*Medicina Nuclear no Cancro da Tiróide: Novas Aplicações*" (20 de Maio de 2011).

Sessões Clínicas:

- **Serviço de Medicina Nuclear**

- **Apresentações Oraís:**

- **Miller, Donald L. et al.** ; *Occupational radiation protection in interventional radiology: A joint guideline of the cardiovascular and interventional radiology society of europe and the society of interventional radiology*; Cardiovascular Interventional Radiology, 2010. pp. 230-239. Vol. 33.

- **Tsapaki, V. et al.**; *Patient dose values in a dedicated Greek cardiac center*; The British Journal of Radiology, 2003. pp. 726-730. Vol. 76.

- Apresentação dos resultados preliminares do trabalho desenvolvido no decorrer do estágio com o título: "*Avaliação da exposição à radiação de profissionais e pacientes em procedimentos de Hemodinâmica*".

- **Assistência:**

- “*Resíduos Hospitalares*”, organizada pelos elementos dinamizadores da gestão de risco e orientada pela Dr.^a Susana Carmona e pela Dr.^a Gabriela Cardoso.
- “*Campanha de Higiene das Mãos - Ano 2011 e Seguintes*”, organizada pelos elementos dinamizadores da comissão de controlo de infecção e orientada pelo Dr. Joaquim Sequeira.
- **Kwee, T.C.**; *Complementary roles of whole-body diffusion-weighted MRI and ¹⁸F-FDG PET: The state-of-art and potential application* (2010); *The Journal of Nuclear Medicine*; Vol.51; apresentado pela Dr.^a Ana Prata.
- **Cook, G.J.R. et al.**; *The diagnostic utility of the flare phenomenon on bone scintigraphy in staging prostate cancer*; *European Journal of Nuclear Medicine Molecular Imaging* (2011); pp. 7-13, Vol. 38; apresentado pelo Dr. Joaquim Sequeira.
- **Cheng, G. et al.**; *Current status of sentinel lymph-node biopsy in patients with breast cancer*; *European Journal of Nuclear Medicine Molecular Imaging* (2011); pp. 562–575, Vol.38; apresentado pelo Dr. Joaquim Santos.
- **Jögi, J. et al.**; *Ventilation/perfusion SPECT in chronic obstructive pulmonary disease: an evaluation by eference to symptoms, spirometric lung function and emphysema, as assessed with HRCT*; *European Journal of Nuclear Medicine Molecular Imaging* (2011); apresentado pela Dr.^a Susana Carmona.
- **Carinou, E. and Domienik, J. et al.** *ORAMED: Extremity and eye lens dosimetry in interventional procedures (WP1) – Pratical guidelines to reduce extremity and eye lens doses in interventional cardiology and radiology procedures* (2011); apresentado pela Dr.^a Gabriela Cardoso.
- **Richter, W. S. et al.**; *^{99m}Tc-besilesomab (Scintimun®) in peripheral osteomyelitis: comparison with ^{99m}Tc-labelled white blood cells*; *European Journal of Nuclear Medicine Molecular Imaging* (2011), pp. 899–910. Vol. 38; apresentado pela Dr.^a Ana Sofia Capacho.
- *International Congress of Nuclear Cardiology – Nuclear Cardiology and Cardiac CT*; resumo apresentado pelo Dr. Joaquim Santos.

- **Outros Serviços**

- **Apresentações Orais:**

- Apresentação dos resultados preliminares do trabalho desenvolvido no decorrer do estágio com o título: “*Avaliação da exposição à radiação de profissionais e pacientes em procedimentos de Hemodinâmica*”, no Serviço de Cardiologia.

- **Assistência:**

- “*Acidentes de Trabalho Notificados no HGO: Retrospectiva desde 2005*”; apresentado no âmbito da Saúde Ocupacional pela Dr.^a Lídia Correia e Dr.^a Cláudia Francisco.

- “1º Ciclo das Conferências da Qualidade – Identificação de Determinantes da Qualidade Hospitalar”; organizada pelo Grupo de Coordenação da Comissão da Qualidade e apresentada pela Técnica Ana Terezinha e pela Jurista Paula Bruno.
- “Radioterapia Intraoperatória no cancro da mama”; apresentada pelo Dr. Paulo Serafim Costa e pelo Eng. Diogo Marcos

Outras actividades desenvolvidas:

Por fim, foi-me também dada a possibilidade de realizar uma apresentação dos resultados obtidos no presente trabalho, no Instituto Tecnológico Nuclear e tive igualmente a oportunidade de visitar o Serviço de Cardiologia, do Hospital da Luz. Pude ainda assistir a uma cirurgia radioguiada para localizar o adenoma das paratiróideias e a uma pesquisa do gânglio sentinela da neoplasia da mama, ambas as intervenções realizadas no bloco operatório do Hospital Garcia de Orta.

Anexo B – 1º Inquérito

Inquérito sobre as medidas de protecção e monitorização seguidas pelos profissionais que participam nos procedimentos de Cardiologia de Intervenção:

MEDIDAS DE CONTROLO ADOPTADAS PELOS PROFISSIONAIS EXPOSTOS A RADIAÇÕES IONIZANTES EM PROCEDIMENTOS DE HEMODINÂMICA

O presente questionário destina-se a recolher informação para fins académicos. Desenvolve-se no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, ministrado pela Faculdade de Ciências e Tecnologia, da Universidade Nova de Lisboa. A resposta a este questionário deve corresponder apenas a uma organização de saúde.

Trabalhador profissionalmente exposto/categoria profissional:

- Médico - Enfermeiro - Técnico de Radiologia - Técnico de Cardiopneumologia

Experiência profissional:

- 1-5 Anos - 5-10 Anos - >10 Anos

Importância atribuída à exposição profissional:

- Elevado Risco - Risco - Risco Reduzido - Sem Risco - Não Sabe

• EQUIPAMENTOS DE PROTECÇÃO INDIVIDUAL

1- Usa protecção individual:

- Avental plumbífero - Colete plumbífero - Saia plumbífera

2- O avental ou colete cobre a parte da frente e as costas do utilizador?

- Sim - Não

3- O equipamento de protecção individual possui ajuste apropriado de forma a minimizar a abertura dos braços e a cobrir o torso inteiro até abaixo do joelho?

- Sim - Não

4- Usa protector de tiróide?

- Sim - Não - Por vezes

5- Usa óculos plumbíferos?

- Sim - Não - Por vezes

6- Usa luvas plumbíferas?

- Sim - Não - Por vezes

• **MONITORIZAÇÃO INDIVIDUAL**

7.1- Usa dosímetro?

- Sempre - Quase Sempre - Algumas Vezes - Raramente - Nunca

7.2- Se não o utiliza sempre, quais as razões?

8- Coloca o dosímetro na região do tronco por baixo do equipamento de protecção individual?

- Sim - Não

9- Coloca o dosímetro na região do tronco por cima do equipamento de protecção individual?

- Sim - Não

Anexo C – 2º Inquérito

Inquérito realizado aos profissionais do serviço de Hemodinâmica do Hospital Garcia de Orta sobre as medidas de monitorização seguidas durante o estudo desenvolvido entre Maio e Junho de 2011:

MEDIDAS ADOPTADAS DURANTE A MONITORIZAÇÃO INDIVIDUAL REALIZADA EM MAIO E JUNHO

O presente questionário destina-se a recolher informação para fins académicos. Desenvolve-se no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, ministrado pela Faculdade de Ciências e Tecnologia, da Universidade Nova de Lisboa. Este questionário não é anónimo pois foram registadas algumas diferenças nos vários profissionais relativamente à monitorização individual proposta. Porém, toda a informação recolhida será tratada com confidencialidade.

Nome: _____

	Mês de Maio				
	Sempre	Quase Sempre	Algumas Vezes	Raramente	Nunca
1- Com que frequência utilizou o dosímetro de corpo inteiro?					
2- Com que frequência utilizou simultaneamente o dosímetro de anel e o dosímetro de tiróide?					
3- Com que frequência utilizou o dosímetro de anel?					
4- Com que frequência utilizou o dosímetro de tiróide?					

	Mês de Junho				
	Sempre	Quase Sempre	Algumas Vezes	Raramente	Nunca
1- Com que frequência utilizou o dosímetro de corpo inteiro?					
2- Com que frequência utilizou simultaneamente o dosímetro de anel e o dosímetro de tiróide?					
3- Com que frequência utilizou o dosímetro de anel?					
4- Com que frequência utilizou o dosímetro de tiróide?					

5- Assinale na figura abaixo em que mão/dedo usou o dosímetro de anel:



6- Quais os problemas encontrados com a utilização do dosímetro de anel?

- Perdido no mês de Maio - Perdido no mês de Junho
- Cristal saltou do suporte - Outros: _____

7- Em que locais utilizou o dosímetro de anel e o dosímetro de tiróide?

- Sala de Angiografia - Sala de Electrofisiologia - Outra Instituição Hospitalar
- Outros: _____

8- Quais os equipamentos de protecção individual utilizados?

- Protector de Tiróide - Colete Plumbífero - Saia Plumbífera - Óculos Plumbíferos
- Luvas Plumbíferas