



UNIVERSIDADE DO ALGARVE  
**FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA**

**PROTECÇÃO RADIOLÓGICA DO SERVIÇO DE  
RADIOLOGIA DO HOSPITAL DE FARO E.P.E.**

MESTRADO EM IMAGIOLOGIA MÉDICA

ANA FILIPA PACHECO DO CARMO FERREIRA

FARO

2009

## **Agradecimentos**

Embora uma dissertação seja pela sua finalidade académica um trabalho individual, há contributos de natureza diversa que não podem nem devem deixar de ser realçados. Assim, eu gostaria de agradecer:

À Prof.<sup>a</sup> Doutora Maria da Conceição Abreu e Silva, a orientadora da minha tese, pelos seus ensinamentos, pelas sugestões sempre pertinentes, pela sua disponibilidade, simpatia e incentivo.

Ao Doutor Patrick Emmanuel Sousa, co-orientador desta tese, pela total disponibilidade e simpatia com que sempre me recebeu, pela imprescindível transmissão de conhecimentos teóricos e práticos. Pela sua generosidade, apoio e estímulo, durante todo o processo de elaboração da tese.

À Professora Doutora Maria da Graça Ruano, directora do Mestrado de Imagiologia Médica, pelo apoio recebido.

Ao LIP, Laboratório de Instrumentação e Física Experimental de Partículas, que facultou grande parte do material necessário à execução deste trabalho, o qual foi adquirido através de dois projectos financiados pela Fundação para a Ciência e Tecnologia POCTI/PAL/43672/2002 e POCI/FP/63909/2005.

À empresa *GyRad*, por ter facultado parte do equipamento necessário à realização das medições experimentais.

Ao Hospital de Faro, e em particular ao Serviço de Radiologia, por ter disponibilizado as suas instalações e equipamentos, para a realização das medições experimentais.

À Universidade do Algarve, em especial ao Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia, pela disponibilidade do laboratório e do equipamento.

Ao Lic. Rui Carvalho, pela sua colaboração e companheirismo durante a realização das medições experimentais.

Aos meus pais, a quem dedico este trabalho, por todos os momentos repartidos. Pelo amor, a amizade e a força com que sempre me guiaram. Por acreditarem. Por estarem presentes.

Ao meu irmão.

Ao meu namorado, pela paciência, compreensão e carinho demonstrado.

Aos meus colegas de trabalho, aos meus amigos e a todos quantos me ajudaram directa ou indirectamente no desenvolvimento deste trabalho.

## Resumo

O objectivo do presente trabalho é estudar as barreiras de protecção existentes no Serviço de Radiologia do Hospital de Faro, com a finalidade de verificar a sua adequação às actuais condições de trabalho, disponibilizar informações precisas sobre as barreiras existentes e ainda, apurar a possibilidade de optimização do trabalho realizado.

O estudo de segurança radiológica desenvolvido neste contexto, que teve por base a metodologia proposta no relatório nº 147 do NCRP (*National Council on Radiation Protection & Measurements*), cingiu-se a quatro salas de radiodiagnóstico referentes às técnicas de Mamografia, Radiologia Convencional, Fluroscopia e Tomografia Computorizada (TC).

Para os cálculos radiométricos efectuados, foi necessário proceder-se a uma validação do modelo de Archer, de forma a adequá-lo às condições de trabalho existentes; determinar o factor de transmissão das barreiras de protecção; fazer o levantamento das cargas de trabalho das salas consideradas e ainda, medir os débitos de dose dos diferentes equipamentos.

Após a análise dos resultados, concluiu-se que todas as barreiras de protecção estudadas estão em conformidade com as actuais condições de trabalho, apresentando a sua maioria uma espessura, em material equivalente de chumbo, muito acima dos valores mínimos necessários.

Os resultados alcançados mostram ainda, que os níveis de radiação produzidos nas diferentes salas de trabalho, têm vindo a diminuir devido, principalmente à evolução dos sistemas de aquisição e tratamento de imagens, exceptuando o caso particular da TC. Este facto faz com que os requisitos necessários para as barreiras de protecção tenham vindo a diminuir, nomeadamente no que se refere à Mamografia.

**Palavras-chave:** Protecção Radiológica; Estudo radiométrico; Dimensionamento de barreiras de protecção; Modelo de Archer; Relatório nº 147 do NCRP.

## **TÍTULO DA DISSERTAÇÃO EM INGLÊS:**

Radiological Protection of the Medical X-Ray Imaging Facilities of the Hospital de Faro E.P.E.

### ***Abstract***

The aim of this work is to study the existing shielding barriers of the Medical X-ray Facilities at the Hospital of Faro, in order to verify its conformity with the current working conditions, to provide detailed information about the radiation barriers that exist, and to investigate the possibility of working optimization.

This study, which was based on the methodology proposed in the NCRP (National Council of Radiation Protection) report n° 147, involved four radiologic rooms, related to the Mammography, Conventional Radiology, Fluoroscopy and Computed Tomography (CT).

For the shielding calculations, it was necessary to perform a validation of the Archer's model, in order to adequate it to the existing working conditions; to determinate the transmission through the shielding barriers; to find the workloads of the considered rooms; and to measure the dose rates of the different equipments.

The analysis of the results suggest that all the studied barriers are in conformity with the present working conditions, the majority of which showing a thickness, in equivalent of lead, significantly above the minimum required.

The results also show that the radiation levels produced in the different rooms have declined, mainly due to the evolution of the acquisition and processing imaging systems, excluding the particular case of the CT. This fact leads to a decreasing in the thickness required for the shielding barriers, particularly in the Mammography facilities.

**Key-words:** Radiological Protection; Shielding calculation; Shielding design; Archer's Models; NCRP report n° 147.

# Índice

Índice de Ilustrações .....	viii
Índice de Tabelas .....	x
Lista de Acrónimos .....	xiv
1. Introdução .....	1
2. Efeitos nocivos da radiação ionizante .....	5
3. Fundamentos em protecção radiológica.....	9
3.1 Princípios básicos.....	10
3.2 Grandezas e unidades dosimétricas.....	12
3.2.1 Exposição - X.....	12
3.2.2 Dose Absorvida - D.....	13
3.2.3 Dose Equivalente - H.....	14
3.2.4 Dose Efectiva - E.....	14
3.2.5 Kerma no ar - $K_{ar}$ .....	15
3.2.6 Índice de dose em tomografia computadorizada – CTDI.....	16
3.2.7 Produto dose comprimento – DLP.....	17
3.3 Conceitos e terminologias no cálculo de barreiras de protecção.....	18
3.3.1 Limites de dose.....	19
3.3.2 Carga de trabalho semanal – W.....	22
3.3.3 Factor de Ocupação – T.....	23
3.3.4 Factor de Utilização – U.....	25
3.3.5 Barreiras primárias.....	26
3.3.6 Barreiras secundárias.....	27
4. Bases físicas das diferentes técnicas radiológicas.....	28
4.1 Radiologia Convencional.....	28
4.2 Mamografia.....	34
4.3 Fluoroscopia.....	37
4.4 Tomografia Computorizada.....	40
4.5 Registo das imagens.....	45
5. Estudo de segurança radiológica.....	48
5.1 Caracterização do Serviço de Radiologia do Hospital de Faro.....	48

5.1.1 Mamografia – Sala 1 .....	50
5.1.2 Radiologia Convencional – Sala 2 .....	51
5.1.3 Fluroscopia – Sala 3 .....	51
5.1.4 Tomografia Computorizada – Sala de TC.....	52
5.2 Metodologia do NCRP 147 .....	53
5.2.1 Radiologia Geral .....	57
5.2.2 Tomografia Computorizada.....	61
5.2.3 Modelo de Archer.....	66
5.3 Recursos Técnicos .....	69
5.3.1 Sistema Nal – <sup>137</sup> Cs .....	69
5.3.2 Câmaras de Ionização .....	70
5.3.3 Electrómetro PTW UNIDOS E.....	72
5.3.4 Sistema Unfors Xi .....	72
5.3.5 Fântomas de TC .....	73
5.4 Medições efectuadas.....	74
5.4.1 Validação do Modelo de Archer .....	74
5.4.2 Levantamento de cargas de trabalho semanal .....	77
5.4.3 Determinação dos Factores de Transmissão das Barreiras de Protecção.....	84
5.4.4 Medição de Débitos de Dose .....	88
5.5 Aplicação da metodologia do NCRP 147.....	94
5.5.1 Mamografia – Sala 1 .....	94
5.5.2 Radiologia Convencional – Sala 2 .....	98
5.5.3 Fluroscopia – Sala 3 .....	105
5.5.4 Tomografia Computorizada – Sala de TC.....	110
5.6 Discussão dos resultados .....	114
6. Conclusão .....	119
Anexos.....	123
Referências Bibliográficas.....	133

## Índice de Ilustrações

Ilustração 1 - Distribuição percentual das principais fontes de radiação. ....	5
Ilustração 2 - Esquema representativo das recomendações dos princípios de protecção e segurança contra as radiações ionizantes.....	19
Ilustração 3 - Esquema de uma ampola de raios-X.....	29
Ilustração 4 - Foco real e Foco óptico de uma ampola de raios-X. ....	30
Ilustração 5 - Produção da radiação de travagem. [Damas, 2006].....	31
Ilustração 6 – Produção da radiação característica.....	31
Ilustração 7 – Transições que produzem os raios-X característicos .....	32
Ilustração 8 – Espectro de raios-X .....	33
Ilustração 9 – Espectro de raios-X, produzido num alvo de Molibdénio. ....	35
Ilustração 10 – Feixe de raios-X, com e sem filtração de Mo .....	36
Ilustração 11 – Orientação do eixo do cátodo/ânodo. ....	36
Ilustração 12 – Esquema de um tubo intensificador de imagem .....	39
Ilustração 13 – Esquema de 3 tipos de equipamentos de TC .....	41
Ilustração 14 – Esquema de um equipamento de TC multicorte.....	43
Ilustração 15 – Transformação da radiação X em sinal digital .....	43
Ilustração 16 – Planta Geral do Serviço de Radiologia do HF.....	49
Ilustração 17 – Representação, no plano horizontal da sala, das distâncias $d_p$ , $d_s$ , $d_L$ , $d_F$ , e $d_{NCRP}$ .....	54
Ilustração 18 – Representação, no plano vertical da sala de radiodiagnóstico, das distâncias $d_p$ , $d_s$ , $d_L$ , $d_F$ , e $d_{NCRP}$ .....	55
Ilustração 19 – Mapa de isodose à escala da distribuição da radiação dispersa no plano horizontal .....	62
Ilustração 20 – Desenho do mapa de isodose à escala da sala de TC.....	63
Ilustração 21 – Esquema de montagem do sistema detector de iodeto de sódio / analisador multicanal. ....	70
Ilustração 22 – Câmara de ionização plana. ....	70
Ilustração 23 – Câmara de ionização tipo lápis. ....	71
Ilustração 24 – Electrómetro Universal PTW UNIDOS E. ....	72
Ilustração 25 – Unidade base do sistema Unfors Xi.....	72

Ilustração 26 – Detector estado sólido do sistema Unfors Xi. ....	73
Ilustração 27 – Fântomas de corpo e de cabeça, e câmara de ionização tipo lápiz. ....	73
Ilustração 28 – Esquema de montagem para a validação do modelo de Archer .....	74
Ilustração 29 – Gráfico de comparação entre as espessuras de chumbo nominais e as obtidas experimentalmente, para uma tensão de 100 kV. ....	76
Ilustração 30 – Comparação dos valores da distribuição das cargas de trabalho em função da tensão aplicada na Radiologia Geral. ....	80
Ilustração 31 - Comparação dos valores da distribuição das cargas de trabalho em função da tensão aplicada nas radiografias do tórax. ....	80
Ilustração 32 – Comparação dos valores da distribuição das cargas de trabalho em função da tensão aplicada na Mamografia. ....	81
Ilustração 33 – Comparação dos valores da distribuição das cargas de trabalho em função da tensão aplicada para a sala de Fluroscopia. ....	81
Ilustração 34 – Espectro do Césio-137. ....	86
Ilustração 35 – Esquema de montagem para a determinação da transmissão do vidro da consola da sala de Radiologia Convencional. ....	87
Ilustração 36 – Esquema de montagem para as medições do $CTDI_{vol}$ com o fântoma de crânio. ....	89
Ilustração 37 – Determinação do $K_0$ a 1 m na mamografia. ....	91
Ilustração 38 - Gráfico da variação do rendimento do tubo em função da tensão aplicada no tubo com ânodo W, segundo normas DIN-6812. ....	93
Ilustração 39 – Planta arquitectónica da sala de Mamografia .....	95
Ilustração 40 – Planta arquitectónica da sala de Radiologia Convencional .....	99
Ilustração 41 – Planta arquitectónica da sala de Fluroscopia. ....	106
Ilustração 42 – Planta arquitectónica da sala de TC. ....	111

## Índice de Tabelas

Tabela 1- Classificação dos efeitos biológicos das radiações ionizantes.....	7
Tabela 2 - Resumo das principais características dos efeitos biológicos.....	8
Tabela 3 – Factor de ponderação $W_T$ .....	15
Tabela 4 - Limites de dose recomendados .....	21
Tabela 5 - Factores de Ocupação de áreas não controladas, sugeridos no DL nº 180/2002 e pelo NCRP 147, para diferentes tipos de ocupação.....	24
Tabela 6 - Factores de Utilização do feixe de radiação primário para salas de exames radiológicos típicos. ....	25
Tabela 7 – Energias de ligação das camadas K, L e M do Ródio, do Molibdénio e do Tungsténio.....	32
Tabela 8 – Caracterização dos Recursos Humanos do Serviço de Radiologia do HF em 2008.....	49
Tabela 9 – Características técnicas do mamógrafo .....	50
Tabela 10 – Características técnicas do equipamento de Radiologia Convencional.....	51
Tabela 11 – Características técnicas do equipamento de fluoro e radioscopia	52
Tabela 12 – Características técnicas do equipamento de tomografia computadorizada.....	52
Tabela 13 – Espessura equivalente do material pré-protector .....	68
Tabela 14 – Especificações da câmara de ionização plana.....	71
Tabela 15 – Especificações da câmara de ionização tipo lápis.....	71
Tabela 16 – Especificações gerais do Electrómetro PTW UNIDOS E .....	72
Tabela 17 – Especificações gerais do sistema Unfors Xi.....	73
Tabela 18 – Valores da dose do feixe medido para as várias placas de chumbo interpostas, factor de transmissão da radiação calculado, espessura de chumbo calculado e incertezas associadas, para uma tensão de 100 kV. ....	75
Tabela 19 – Incerteza da medição em função das tensões do tubo utilizadas.	77
Tabela 20 – Número de exames e condições técnicas utilizadas para os exames realizados na sala de Radiologia Convencional .....	78

Tabela 21 – Valores de carga de trabalho semanal e tensão média utilizada, para o potter horizontal e para o vertical da sala de Radiologia Convencional	79
Tabela 22 – Valores de carga de trabalho semanal e tensão média utilizada, para cada sala de trabalho.	79
Tabela 23 – Resultados da avaliação das cargas de trabalho por tipo de sala de Radiologia, comparação com os resultados de Simpkin.	82
Tabela 24 – Resultados da avaliação das tensões médias utilizadas	83
Tabela 25 – Taxa de Kerma no ar antes e depois das barreiras de protecção, factores de transmissão da radiação através das barreiras e espessura mínima da barreira em equivalente de chumbo, para uma tensão de 100 kV.	85
Tabela 26 – Taxa de Kerma no ar antes e depois das barreiras de protecção, factores de transmissão da radiação através das barreiras e espessura mínima da barreira em equivalente de chumbo, para uma tensão de 125 kV.	87
Tabela 27 – Valores CTDI <sub>vol</sub> para cada procedimento.	89
Tabela 28 – Valores CTDI <sub>vol</sub> e DLP utilizados nos cálculos dosimétricos do presente trabalho.	90
Tabela 29 – Factores técnicos utilizados para a medição da dose do feixe útil da ampola.	91
Tabela 30 – Valores da taxa do kerma no ar detectada experimentalmente e valores a 1m de distância da ampola para cada sala de radiodiagnóstico.	91
Tabela 31 – Valores da dose do feixe útil a 1m de distância da ampola para cada sala de radiodiagnóstico calculados para o presente trabalho e os apresentados pelo IPEM, NCRP e pela normal DIN-6812.	93
Tabela 32 – Mamografia – Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação; Tipo de barreiras de protecção, a espessura e os materiais constituintes.	94
Tabela 33 – Mamografia – Distância da fonte da radiação secundária ao local a proteger, da ampola à fonte de radiação secundária e da cúpula da ampola ao local a proteger.	96
Tabela 34 – Mamografia – Carga de trabalho semanal, dose do feixe útil a 1m de distância da ampola, tensão média e intensidade máxima da corrente utilizada.	96
Tabela 35 – Taxa de Kerma no ar devido à radiação dispersa e de fuga e a taxa de Kerma no ar total para cada uma das salas adjacentes à sala de Mamografia	97

Tabela 36 – Mamografia - Taxa de Kerma no ar total e dose semanal admissível em cada uma das salas adjacentes à sala de mamografia, transmissão máxima de cada uma das barreiras e espessura mínima das barreiras em equivalente de chumbo. ....	97
Tabela 37 - Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação; Tipo de barreiras de protecção, sua espessura, material constituinte e Factor de Utilização do feixe primário, considerando o potter horizontal.....	100
Tabela 38 - Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação; Tipo de barreiras de protecção, sua espessura, material constituinte e Factores de Utilização do feixe primário, considerando o potter vertical.....	100
Tabela 39 - Distância da fonte da radiação primária ao local a proteger, da fonte da radiação secundária ao local a proteger, da ampola à fonte de radiação secundária e da cúpula da ampola ao local a proteger .....	101
Tabela 40 – Carga de trabalho semanal, dose do feixe útil a 1m de distância da ampola, tensão média e intensidade da corrente máxima utilizada, considerando a utilização do potter horizontal e vertical .....	101
Tabela 41 – Taxa de Kerma no ar devido à radiação Primária, Secundária e Taxa de Kerma no ar Total para cada uma das barreiras de protecção da sala de Radiologia Convencional.....	102
Tabela 42 – Dose semanal admissível em cada uma das salas adjacentes à sala de Radiologia Convencional, transmissão máxima de cada uma das barreiras e espessura mínima das barreiras em equivalente de chumbo .....	103
Tabela 43 – Fluroscopia - Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação; Tipo de barreiras de protecção, sua espessura, material constituinte e Factor de Utilização do feixe primário .....	107
Tabela 44 – Fluroscopia - Distância da fonte da radiação primária ao local a proteger, da fonte da radiação secundária ao local a proteger, da ampola à fonte de radiação secundária e da cúpula da ampola ao local a proteger ....	107
Tabela 45 – Carga de trabalho semanal, dose do feixe útil a 1m de distância da ampola, tensão média e intensidade da corrente máxima utilizada, considerando a utilização da escopia ou da grafia .....	108
Tabela 46 – Taxa de Kerma no ar devido à radiação Primária, Secundária e Taxa de Kerma no ar Total para cada uma das barreiras de protecção da sala de Fluroscopia, considerando o uso da escopia .....	108

Tabela 47 – Taxa de Kerma no ar devido à radiação Primária, Secundária e Taxa de Kerma no ar Total para cada uma das barreiras de protecção da sala de Fluroscopia, considerando o uso da grafia.....	109
Tabela 48 – Dose semanal admissível em cada uma das salas adjacentes à sala de Fluroscopia, transmissão máxima de cada uma das barreiras e espessura mínima das barreiras em equivalente de chumbo .....	109
Tabela 49 – Sala de TC – Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação; Tipo de barreiras de protecção, sua espessura e material constituinte e distância do isocentro da gantry à barreira de protecção.....	112
Tabela 50 – Espessura mínima necessária, em material equivalente de chumbo de cada uma das barreiras da sala de TC, tendo em consideração a taxa de Kerma no ar secundária que chega à barreira, a dose semanal admissível e o factor de transmissão da barreira.....	114
Tabela 51 – Espessura mínima calculada e medida das barreiras da sala de Mamografia, em equivalente de chumbo .....	115
Tabela 52 – Espessura mínima calculada e medida das barreiras da sala de Radiologia Convencional, em equivalente de chumbo.....	115
Tabela 53 – Espessura mínima calculada e medida das barreiras da sala de Fluroscopia, em equivalente de chumbo .....	116
Tabela 54 – Espessura mínima calculada e medida das barreiras da sala de TC, em equivalente de chumbo.....	116
Tabela 55 – Espessura mínima necessária, em material equivalente de chumbo de cada barreira da sala de TC, tendo em conta os valores da fracção de radiação dispersa por centímetro propostos pelo NCRP e por Larson. ....	118

## Lista de Acrónimos

ALARA	As Low As Reasonably Achieved
ALARP	As Low As Reasonably Practicable
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CAE	Controlo Automático de Exposição
CE	Comunidade Europeia
CEE	Comunidade Económica Europeia
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DDP	Diferença de potencial
DFF	Distância Foco-Filme
DIN	Deutsches Institut für Normung
DL	Decreto-Lei
DLI	Dose Linear Integral
DLP	Dose Length Product
DSA	Dose Seminal Admissível
EURATOM	European Atomic Energy Community
EC	European Commission
FDA	Food and Drug Administration
HF	Hospital de Faro
HF E.P.E.	Hospital de Faro E.P.E.
HVL	Half Value Layer
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IEC	International Electrotechnical Commission
IP	Image Plate
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
Kerma	Kinetic energy released per unit of mass
NCRP	National Council on Radiation Protection & Measurements
OAP	Optimização Automática de Parâmetros
PT	Presente Trabalho
SFARP	So Far As Reasonably Practical
TC	Tomografia Computorizada

# 1. Introdução

A protecção radiológica diz respeito ao estudo das regras e ao desenvolvimento e optimização dos métodos que permitem controlar a exposição do ser humano, particularmente durante o diagnóstico médico onde se recorre à utilização da radiação ionizante, sem com isso limitar os benefícios que daí advêm [Lima, 2005].

A protecção radiológica engloba um conjunto de conceitos, que deve estar sempre presente na prática diária dos profissionais que lidam com este tipo de radiações. Estes princípios têm como objectivo proteger os profissionais e a população em geral, contra os perigos resultantes da exposição à radiação ionizante.

Na radiação ionizante podemos incluir a radiação X, os fotões gama, os electrões, os neutrões, os protões e ainda os iões pesados, tais como as partículas alfa.

Contudo, o presente trabalho apenas se debruçará sobre alguns aspectos referentes à protecção contra a radiação X com fins de diagnóstico.

Logo após a descoberta dos raios – X por Roentgen em 1895, começaram a surgir os primeiros relatos alusivos aos efeitos nocivos produzidos por este tipo de radiação [Stenvens, 1896].

No fim do século XIX, 5 anos após a sua descoberta, alguns efeitos biológicos agudos como as dermatites, eritemas, entre outros, estavam já identificados [Archer, 1994].

Perante estes factos, iniciou-se um período de intensas experiências, com o objectivo de estudar os danos biológicos causados pela radiação X e, paralelamente, assistiu-se à crescente consciencialização da

imprescindibilidade em se adoptar alguns métodos de protecção de forma a minimizar os prejuízos causados pela radiação.

No entanto, só três décadas mais tarde foram publicadas as primeiras recomendações oficiais de radioprotecção, destinadas aos profissionais da área radiológica [Archer, 1995].

Nesta mesma época, surgem também as primeiras tentativas de quantificação dos materiais e espessuras necessárias para as barreiras de protecção, por forma a assegurar que os trabalhadores e o público em geral, estivessem expostos a valores aceitáveis de radiação, dentro das instalações de radiodiagnóstico [Archer, 1995].

Com o decorrer dos anos, e por se sentir necessidade em se estabelecer normas de boa prática relativas à minimização dos efeitos provocados pela radiação X, surgiram duas organizações voluntárias, dedicadas à radioprotecção:

- O Comité Internacional de Protecção contra a Radiação X e Rádio (1928), predecessor da *International Commission on Radiological Protection*<sup>1</sup> (ICRP);
- O Comité Consultor dos Estados Unidos em Protecção contra a Radiação X e Rádio (1929), que deu origem mais tarde ao *National Council on Radiation Protection & Measurements*<sup>2</sup> (NCRP).

Desde então, estas entidades têm vindo a definir as principais directrizes de radioprotecção, que são seguidas pela maioria dos países.

Actualmente, tem-se assistido a uma crescente sofisticação das técnicas de radioprotecção para o radiodiagnóstico, de modo a que esta prática seja desempenhada de um modo optimizado e realista.

Nesse sentido existem várias publicações, como os relatórios do NCRP, onde podemos encontrar actualizações regulares dos princípios, recomendações, conceitos e modelos, que têm acompanhado a protecção radiológica durante décadas, bem como novas concepções que têm vindo a surgir.

---

<sup>1</sup> Comissão Internacional de Protecção Radiológica

<sup>2</sup> Conselho Nacional de Radioprotecção e Medição

Presentemente, as regulamentações que definem a segurança dos trabalhadores e as condições de saúde da população, são consideradas uma responsabilidade governamental.

A nível Europeu, o órgão responsável pela regulamentação das normas respeitantes à protecção radiológica, é a EURATOM (*European Atomic Energy Community*<sup>3</sup>).

Com a adesão de Portugal à CEE, em 1986, as directivas e recomendações do Conselho (EURATOM) têm vindo a ser transpostas para o ordenamento jurídico nacional, sendo que a não transposição atempada ou o não cumprimento dessas normas comunitárias envolve o pagamento de coimas.

O Ministério da Saúde tem a responsabilidade de desenvolver acções na área de protecção contra as radiações, cabendo à Direcção-Geral da Saúde, a promoção e a coordenação das medidas de protecção.

A Norma Nacional actualmente vigente é o Decreto-Lei nº 180/2002, de 8 de Agosto, que concorda quase integralmente com as recomendações do NCRP. Este diploma estabelece os princípios relativos à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes das radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas, e transpõe para a ordem jurídica interna a Directiva nº 97/43/EURATOM, do Conselho, de 30 de Junho. O diploma estabelece ainda os critérios de aceitabilidade que as instalações radiológicas devem observar quanto a planeamento, organização e funcionamento.

É neste contexto de planeamento das instalações radiológicas que se insere o objectivo geral deste trabalho.

Como objectivo intermédio, iremos proceder ao estudo da adequação das barreiras de protecção existentes no Serviço de Radiologia do Hospital de Faro (HF E.P.E.), tendo em conta a legislação e documentação normativa em vigor,

---

<sup>3</sup> Comunidade Europeia de Energia Atómica

no que concerne à segurança radiológica dos profissionais expostos e do público em geral.

No entanto, para além dos procedimentos constantes no Decreto-Lei nº 180/2002, este trabalho baseia-se ainda num outro documento mais recente, o relatório nº 147 do NCRP [NCRP, 2004], que introduz novas recomendações no cálculo das barreiras de protecção de instalações radiológicas, permitindo que estes se elaborem de forma mais realista.

Como objectivos específicos propomos:

- O dimensionamento das barreiras de protecção de algumas salas de radiodiagnóstico;
- A disponibilização de informações precisas sobre as barreiras de protecção existentes;
- A validação do modelo de Archer, proposto pelo relatório nº 147 do NCRP, para o cálculo da transmissão da radiação através das barreiras de protecção, no serviço de Radiologia do Hospital de Faro.
- A quantificação da carga de trabalho semanal nas salas estudadas;
- A verificação dos níveis de radiação existentes nas áreas adjacentes às salas de radiodiagnóstico e a sua conformidade com os limites legais recomendados;

Deste modo, com base num conjunto de aspectos e indicadores relevantes a serem desenvolvidos, este trabalho foi estruturado em cinco capítulos fundamentais. Os iniciais abordam temas gerais relacionados com a radiação ionizante e os seus efeitos biológicos, sendo também descritos os princípios básicos da protecção radiológica e grandezas associadas. Seguidamente, caracterizam-se os aspectos relevantes das diferentes técnicas radiológicas estudadas no presente trabalho, e posteriormente apresenta-se o estudo de segurança radiológica. Este estudo engloba a caracterização das salas de trabalho em análise, a apresentação da metodologia a utilizar, as medições efectuadas e recursos técnicos utilizados e por fim, a aplicação da metodologia ao Serviço de Radiologia do Hospital de Faro. Finalmente, são apresentadas as conclusões, tendo em vista os objectivos propostos.

## 2. Efeitos nocivos da radiação ionizante

As radiações ionizantes são uma parte da energia radiante que os seres vivos trocam com o exterior, durante toda a sua existência. Eles recebem e, em menor escala, emitem as mais diversas formas de energia radiante, como radiação térmica, gama, ondas electromagnéticas, etc [Lima, 2005].

As radiações ionizantes emitidas pelos seres vivos resultam da existência de isótopos na sua constituição como o potássio ( $^{40}\text{K}$ ), o carbono ( $^{14}\text{C}$ ) e elementos das famílias radioactivas naturais.

A Ilustração 1 apresenta a exposição dos seres vivos à radiação ionizante, podendo esta ser de origem natural (83%) ou artificial (17%).

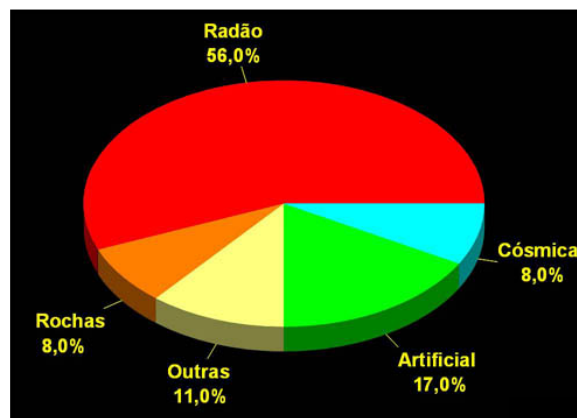


Ilustração 1 - Distribuição percentual das principais fontes de radiação.

[Fonte: <http://www1.ci.uc.pt/cienterra/lrn/m.html>]

No que respeita à exposição natural o Homem recebe energia de fótons e partículas provenientes quer da radiação cósmica quer de radionúclidos naturais.

Pela análise da figura, percebe-se que o principal responsável pela exposição natural é o radão (cerca de 56%), sendo este ( $^{222}\text{Rn}$ ) um gás radioactivo presente na crosta terrestre, que resulta do decaimento do urânio ( $^{238}\text{U}$ ).

A restante exposição natural deve-se a outras fontes, como a radiação cósmica (8%) proveniente do espaço extra atmosférico e da própria atmosfera; a radiação terrestre (8%) existente nas rochas e materiais de construção; e a outros tipos de radiação (11%), nomeadamente a do próprio corpo humano.

A acrescentar às formas de exposição natural, o Homem é sujeito a radiação ionizante proveniente de fontes que ele próprio desenvolveu, para os mais diversos fins.

Como principais fontes de radiação ionizante produzida pelo homem, temos não só os equipamentos de radiação X destinados ao diagnóstico, mas também outros usados na terapêutica, na indústria ou na investigação. Somado a isto, temos ainda os radionúclidos artificiais localizados ou produzidos em reactores nucleares, aceleradores de partículas, centrais nucleares, navios de propulsão nuclear, armas ou desperdícios nucleares e as lâmpadas de radiação ultravioleta [Lima, 2005].

No entanto, de todas estas fontes artificiais, o maior agente de irradiação da espécie humana são os raios-X para fins de diagnóstico (11%, que equivale a 90% da exposição artificial total), facto que se pode atribuir à sua vasta aplicação ao longo do último século e que deve chamar a nossa atenção, uma vez que esta proporção tem vindo a aumentar [Lima, 2007].

Torna-se então extremamente importante compreender quais os efeitos que este tipo de radiação ionizante tem sobre o corpo humano.

Nos organismos vivos, as interacções físicas dos diversos tipos de radiação com a matéria, são o primeiro estágio de uma série de fenómenos que conduzem a alterações biológicas, cujo efeito pode ser agudo ou crónico e as manifestações imediatas ou tardias, dependendo da resposta do organismo.

No processo de interacção da radiação X com a matéria, os átomos do meio irradiado recebem energia, o que desencadeia uma sequência de fenómenos físicos, químicos e biológicos complexos, com consequências diversas,

nomeadamente lesões celulares e tecidulares com possíveis manifestações patológicas.

Os efeitos biológicos da radiação podem ser classificados tendo em vista dois critérios distintos (Tabela 1).

<b>Critério</b>	<b>Efeito</b>
Transmissão	Hereditário
	Somático
Dose	Determinístico
	Estocástico

Tabela 1- Classificação dos efeitos biológicos das radiações ionizantes.

Se considerarmos a susceptibilidade de transmissão dos danos produzidos pela radiação, devemos falar de efeitos somáticos ou hereditários. No entanto, se o critério considerado for a dose de radiação recebida, os efeitos classificam-se de estocásticos ou determinísticos.

Os efeitos hereditários ocorrem devido alteração do material genético das células germinativas por irradiação de células das gónadas. Dizem-se hereditários, uma vez que podem ser transmitidos aos descendentes do indivíduo irradiado.

Já os efeitos somáticos devem-se à irradiação das células somáticas, manifestando-se apenas no indivíduo irradiado, de forma imediata ou tardia.

Os efeitos determinísticos ocorrem normalmente num determinado tecido ou órgão, sendo certa a sua ocorrência a partir de um determinado limiar e a sua severidade proporcional à Dose Equivalente (H).

Neste tipo de efeitos existe uma relação previsível entre a dose de radiação recebida e a gravidade do dano esperado (ex. cataratas, radiodermite, etc).

Para a ocorrência dos efeitos estocásticos não existe nenhum limiar de dose, o acréscimo de dose apenas aumenta a probabilidade do efeito ocorrer, não estando relacionado com a gravidade do dano produzido.

Os efeitos estocásticos, também designados de probabilísticos, são efeitos biológicos cuja probabilidade de ocorrência é proporcional à Dose Efectiva (E) que o indivíduo recebe.

A Tabela 2 apresenta um resumo dos efeitos biológicos atrás referidos e as suas características principais.

	<b>Efeitos determinísticos</b>	<b>Efeitos estocásticos</b>
<b>Mecanismos</b>	Lesão letal	Lesão subletal
<b>Relação dose-gravidade</b>	Depende da dose	Independente da dose
<b>Limiar de dose</b>	Sim	Não
<b>Relação dose-efeito</b>	Linear	Vários modelos
<b>Natureza</b>	Somática	Somática ou hereditária
<b>Aparição</b>	Imediato ou tardio	Tardio
<b>Mecanismos</b>	Anemias, esterilidade, alopecia	Efeitos cancerígenos

Tabela 2 - Resumo das principais características dos efeitos biológicos.

Apesar de todos estes efeitos, o corpo humano é dotado do mecanismo da reversibilidade, o qual é responsável pela reparação das células de modo eficiente. Normalmente, até os danos mais profundos podem ser reparados ou compensados.

Os efeitos biológicos são influenciados pela idade, sexo e estado de saúde do indivíduo irradiado.

### 3. Fundamentos em protecção radiológica

O desenvolvimento da Radiologia no início do século passado deveu-se à descoberta, e consequente utilização dos raios X como meio de visualização de estruturas, até então invisíveis a olho nu. Como seria de esperar, este tipo de radiação foi inicialmente utilizada com a avidez da descoberta e sem qualquer controlo.

À medida que a relação número de exames / tempo foi aumentando, o conhecimento relativo aos raios-X cresceu, e os cientistas acabaram por perceber que a utilização da radiação acima de certos limites de dose podia causar danos à saúde.

Assim, ao espírito científico da descoberta, juntou-se quase naturalmente a necessidade de controlar este tipo de exposição à radiação, tendo-se incutido nos responsáveis, a necessidade de se definirem normas de protecção contra os efeitos nocivos da radiação, e de se desenvolverem técnicas de medição que permitissem comparar os diversos valores encontrados.

Assim, em 1925, surge o conceito de *Dose Tolerante*, que serviu de base à Protecção Radiológica durante as três décadas subsequentes [Simpkin, 1987]. O princípio que se encontra implícito a este conceito é o de que o corpo humano pode estar exposto à radiação ionizante sem desenvolver qualquer efeito nocivo, desde que essa exposição seja mantida abaixo de um certo limite, definido como *Dose Tolerante*. Actualmente, estes efeitos nocivos correspondem aos efeitos agudos ou determinísticos.

Anos mais tarde, verificou-se que nem todos os efeitos adversos da exposição à radiação estavam relacionados com um limiar de dose.

Deste modo, o conceito de *Dose Tolerante* foi substituído pela *Dose Máxima Permissível*. Subjacente a este conceito de *Dose Máxima Permissível* estava a

ideia do “risco aceitável”, uma vez que, mesmo para as exposições com baixos níveis de radiação, se podiam desenvolver danos biológicos.

Surge então, o princípio ALARA (**As Low As Reasonably Achievable**), que esclarece que para qualquer dose de exposição, por muito pequena que seja, existe sempre associado um risco biológico. Esta terá sido, eventualmente, a melhor contribuição para a normalização da protecção radiológica ao longo do século XX.

Este conceito prevê que as doses de radiação devem ser mantidas tão baixo quanto razoavelmente possíveis, tendo em vista o objectivo a que nos propomos em prol do doente.

Mais recentemente surgiram outros dois princípios, o ALARP (**As Low As Reasonably Practicable**) e o SFARP (**So Far As Reasonably Pratical**), cuja ideologia é muito similar ao princípio ALARA.

Estava então aceite, que o uso da radiação ionizante, nomeadamente da radiação X, só poderia trazer benefícios à humanidade quando aplicada de forma consciente, por pessoas qualificadas e principalmente, respeitando as recomendações da comunidade científica.

### **3.1 Princípios básicos**

O objectivo principal da protecção radiológica é garantir um padrão adequado de protecção para o Homem, sem com isso limitar os benefícios desenvolvidos pela aplicação das radiações ionizantes.

Para a elaboração de um plano estratégico de protecção contra a radiação nas instalações radiológicas, são necessários conhecimentos acerca dos princípios básicos de protecção nomeadamente, o princípio ALARA, o princípio Custo / Benefício, entre outros.

De acordo com o Decreto-Lei nº 180/2002, existem 3 princípios básicos de protecção radiológica, que visam a protecção do paciente, dos profissionais expostos e do ambiente de trabalho. São eles os princípios da Justificação, Optimização e Limitação.

O princípio da Justificação, diz-nos que nenhuma pessoa pode ser submetida a uma exposição radiológica médica, a não ser que daí advenha algum benefício para a sua saúde ou para a sociedade.

O princípio da Optimização, refere que todas as doses devidas a exposições para fins radiológicos devem ser mantidas a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível, tendo em conta as informações de diagnóstico pretendidas.

O princípio da Limitação, revela que o equivalente de dose para os indivíduos não deverá exceder os limites legais recomendados, para circunstâncias apropriadas.

Associado a estes princípios está a noção do Custo / Benefício, ou seja, a percepção de que antes da tomada de uma decisão é necessário ponderar tanto os danos totais, como os benefícios que se esperam alcançar, com uma determinada acção, e deste modo escolher a melhor opção.

Tendo em vista este princípio, o planeamento de uma instalação radiológica deve ser efectuado de modo a minimizar a relação entre o custo monetário da protecção e a dose colectiva. Por outras palavras, os gastos financeiros associados à protecção radiológica de uma instalação devem estar em consonância com os níveis de dose presentes nesse local, considerando o período de vida das instalações, de forma a evitar gastos desnecessários.

Para que isto ocorra, é necessário ter um profundo conhecimento acerca das fontes de radiação existentes, do tipo de exames realizados, e do modo de ocupação e utilização das áreas vizinhas, entre outros factores. Só assim se conseguem obter valores factuais das doses de radiação produzidas numa

determinada sala de exame, e deste modo, adequar as barreiras de protecção aí instaladas, nomeadamente a nível da espessura, tipo de material constituinte e distância a que se encontram da fonte de radiação.

### **3.2 Grandezas e unidades dosimétricas**

O objectivo da dosimetria das radiações ionizantes é fornecer conceitos, grandezas, processos e técnicas para a especificação e determinação de uma quantidade de radiação ionizante, que seja quantitativamente relacionada com um particular efeito produzido num sistema biológico.

As grandezas dosimétricas são assim, as quantidades físicas, com as quais se pretende caracterizar campos de radiação, em determinadas regiões de interesse. Estas grandezas relacionam-se com os efeitos, reais ou potenciais, das radiações ionizantes, permitindo relacionar medidas físicas com medidas de efeito biológico, causado pela radiação ionizante.

Passemos de seguida a enunciar as grandezas dosimétricas mais usuais no âmbito do presente trabalho.

#### **3.2.1 Exposição - $X$**

A exposição ( $X$ ) é a grandeza que expressa a quantidade de carga eléctrica produzida pela radiação ( $q$ ), por unidade de massa de ar ( $m$ ) [Euratom, 1996].

$$X = \frac{dq}{dm} \quad (3.1)$$

Esta grandeza permite caracterizar o comportamento de campos de raios-X e  $\gamma$  no ar, de forma indirecta. Apesar de ter sido designada no passado, por dose

de exposição, esta não deve ser considerada uma dose, uma vez que não indica uma cedência de energia ao meio.

A exposição é medida em coulomb por kilograma (C/kg), contudo é normalmente expressa em roentgen (R), sendo que  $1R = 2,583 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ .

### 3.2.2 Dose Absorvida - D

Para fugir às limitações da exposição, que se refere somente à carga produzida por radiação electromagnética no ar, foi criada uma grandeza que exprime directamente a energia absorvida, independentemente do meio e do tipo de radiação – a dose absorvida (D).

Todavia, quando se pretende avaliar o efeito da exposição de material biológico à radiação ionizante, são também importantes o tipo de tecido envolvido (Dose Efectiva) e a qualidade / tipo da radiação (Dose Equivalente), para além de outros factores.

A Dose Absorvida é a quantidade fundamental em protecção contra as radiações ionizantes, sendo definida como a energia cedida por unidade de massa de material irradiado, para qualquer radiação ionizante e qualquer material irradiado [DL nº 222/2008].

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (3.2)$$

Esta grandeza está directamente relacionada com o efeito biológico das radiações e a sua unidade S.I. é o gray (Gy).

### 3.2.3 Dose Equivalente - *H*

Esta grandeza foi introduzida como forma de normalizar os efeitos biológicos da mesma dose, para diferentes radiações e energias.

A Dose Equivalente (*H*) é definida como o produto da dose absorvida (*D*) pelo factor de qualidade da radiação ( $W_R$ ), o qual depende do tipo e da energia da radiação incidente no corpo e das características da radiação utilizada [DL nº 222/2008]. Para a radiação X, este factor é igual a um.

$$H = \sum W_R \times D \quad (3.3)$$

A sua unidade de medida no S.I. é o sievert (Sv).

### 3.2.4 Dose Efectiva - *E*

Durante a exposição à radiação, os tecidos humanos reagem de forma desigual.

A Dose Efectiva (*E*) é a grandeza dosimétrica que permite calcular a quantidade não uniforme de radiação a que somos submetidos, sendo deste modo, utilizada para estimar o risco biológico associado a determinada exposição. Esta grandeza pondera as diferentes sensibilidades de todos os órgãos e tecidos, face à natureza da radiação ionizante, representando a soma das doses equivalentes resultantes da irradiação interna e externa.

A Dose Efectiva é assim definida como o produto entre a soma das doses equivalentes no órgão ou tecido e o factor de radiosensibilidade ( $W_T$ ), sendo a sua unidade de medida o sievert (Sv) [DL nº 222/2008].

$$E = \sum W_T \times H \quad (3.4)$$

A Tabela 3 apresenta os valores do factor de radiosensibilidade para os vários tecidos ou órgãos propostos no relatório nº 103 do ICRP em 2007.

No entanto, é necessário referir que o Decreto-Lei nº 222 de 2008 apresenta ainda os valores do relatório nº 60 do ICRP [ICRP, 1991].

As principais diferenças entre os dois relatórios prendem-se com os valores de  $W_T$  da mama (0,05 para 0,12), gónadas (0,20 para 0,08) e restantes tecidos (de 0,05 para 0,12).

Tecido ou órgão	( $W_T$ )
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Mama	0,12
Gónadas	0,08
Bexiga	0,04
Fígado	0,04
Esófago	0,04
Tiróide	0,04
Pele	0,01
Osso	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas Salivares	0,01
Restantes tecidos/órgãos	0,12
<b>TOTAL</b>	<b>1</b>

Tabela 3 – Factor de ponderação  $W_T$  [ICRP, 2007].

### 3.2.5 Kerma no ar - $K_{ar}$

Para os cálculos efectuados no âmbito da protecção radiológica, a grandeza actualmente recomendada é o Kerma no ar ( $K_{ar}$ ).

O Kerma no ar (**K**inetic **e**nergy **r**elased per unit of **m**ass) é definido como a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas, libertadas pela interacção das partículas não carregadas por unidade de massa de ar, medida num ponto do ar [ICRU, 1998].

$$K_{ar} = \frac{dE}{dm_{ar}} \quad (3.5)$$

O Kerma é igual à dose absorvida quando existe equilíbrio electrónico, ou seja, quando por cada partícula ionizante carregada que sai da matéria exposta existe outra que entra com a mesma energia.

Esta grandeza é directamente proporcional à energia do feixe incidente, dependendo da energia dos fotões e do material irradiado.

A unidade do Kerma no ar é o joule por kilograma (J/kg), a qual se designa normalmente por gray (Gy).

### 3.2.6 Índice de dose em tomografia computadorizada – CTDI

Nos exames de Tomografia Computorizada (TC), devido às suas características, a dose de radiação é estimada recorrendo a uma grandeza dosimétrica específica, o CTDI (*Computed Tomography Dose Index*).

O CTDI define-se como o valor da dose integral ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação, por unidade de espessura do corte tomográfico (T), para um único corte.

$$\text{CTDI} = \frac{\int D(z) \cdot dz}{T} \quad (3.6)$$

Esta grandeza, para além da radiação primária do corte tomográfico considerado, contempla ainda a radiação secundária produzida nos cortes vizinhos.

Em TC podemos ainda utilizar outras grandezas dosimétricas que derivam do CTDI, são elas o CTDI<sub>100</sub>, CTDI<sub>w</sub> e o CTDI<sub>vol</sub>.

O CTDI<sub>100</sub> refere-se ao valor da dose de radiação em 100 cm de comprimento do plano tomográfico. O CTDI<sub>w</sub> é o CTDI ponderado e dá-nos o valor de dose absorvida obtido através das contribuições do centro e da periferia do plano de corte.

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} \text{CTDI}_{100,\text{centro}} + \frac{2}{3} \text{CTDI}_{100,\text{periferia}} \quad (3.7)$$

Já o  $CTDI_{vol}$ , tem em consideração determinados parâmetros de exame, como o  $pitch$ <sup>4</sup> dos equipamentos de TC helicoidais ou multicortes, e a sua contribuição para a dose de radiação recebida.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (3.8)$$

Para se obterem valores CTDI é necessário recorrer a fantômas associados a câmaras de ionização tipo lápis ou dosímetros termoluminescentes, para deste modo se conseguir medir a dose de radiação produzida.

Estas grandezas têm dimensões de dose absorvida sendo a sua unidade de medida no S.I. o gray (Gy).

### 3.2.7 Produto dose comprimento – DLP

Com o desenvolvimento dos equipamentos de TC multidetectores, a medição de dose num só corte passou a ser um pouco limitada. Desta forma desenvolveu-se uma outra grandeza, o DLP (*Dose Length Product*), que ao contrário do CTDI, aplica-se à dose de todo o exame de uma forma global.

O DLP determina então, a radiação total depositada num paciente, e é dado pelo produto entre a dose e o comprimento do plano tomográfico (L).

$$DLP = \sum CTDI_{vol} \times L \quad (3.9)$$

Exprime-se em gray centímetro (Gy.cm).

---

<sup>4</sup> ou Passo

### **3.3 Conceitos e terminologias no cálculo de barreiras de protecção**

Actualmente, para além da preocupação com a monitorização e limitação individual de doses, existe um conjunto de recomendações relativas aos processos de planeamento e projecto de arquitectura de instalações radiológicas. Esta abordagem visa a optimização dos Serviços de Radiologia e seus equipamentos, permitindo estabelecer um maior controlo sobre o impacto radiológico total causado por uma determinada prática.

Numa sala de radiodiagnóstico podem identificar-se dois tipos de barreiras de protecção: as intrínsecas e as estruturais.

As barreiras intrínsecas são as que estão colocadas na fonte, como a cúpula da ampola e as outras protecções fornecidas pelos fabricantes dos equipamentos radiológicos.

As barreiras estruturais destinam-se a proteger os trabalhadores e o público, de todas as formas de radiação produzidas nas instalações radiológicas, ou seja, da radiação primária e secundária.

A radiação primária, produzida no interior da ampola de raios-X, caracteriza-se por não sofrer qualquer tipo de interacção durante o seu trajecto.

Já a radiação secundária, resulta da interacção do feixe de radiação primário com o paciente, ou qualquer objecto colocado na direcção do feixe, englobando a radiação dispersa e de fuga.

As barreiras de protecção das salas de radiodiagnóstico devem obedecer a requisitos bem estabelecidos [DL 180, 2002]:

- 1) Para uma instalação de radiografia e radioscopia conjuntas, a protecção necessária é determinada pelo uso da grafia, e não pela escopia;
- 2) Para uma instalação só de radioscopia, a barreira primária deve estar incorporada no sistema de imagem, constituindo as paredes barreiras secundárias;

Para o cálculo das barreiras de protecção estruturais devem ser considerados os seguintes elementos:

- Tipo de pessoas (trabalhadores ou membros do público) e de ocupação das áreas a proteger, que definirá a quantidade de radiação que pode atingir o local durante um determinado período de tempo;
- Arquitectura da sala, nomeadamente distância da fonte de radiação às barreiras de protecção;
- Carga de trabalho semanal, que é proporcional à quantidade de radiação total produzida na sala e que atinge as barreiras;
- Direcção do feixe útil da radiação;
- Energia da radiação e tensão máxima a aplicar à ampola.

### 3.3.1 Limites de dose

O objectivo de um estudo de protecção radiológica é limitar a exposição, dos profissionais e do público em geral, a níveis aceitáveis de radiação. Assim, são colocadas barreiras de protecção, entre a fonte de radiação e o indivíduo a proteger, com o intuito de diminuir as doses de radiação da área ocupada a níveis que não excedam os valores legais recomendados.

Estes limites representam a dose máxima de radiação transmitida, permitida por uma determinada barreira de protecção, e dependem do tipo de área a que se referem, acesso restrito ou livre acesso, e do tipo de pessoa que a ocupa.

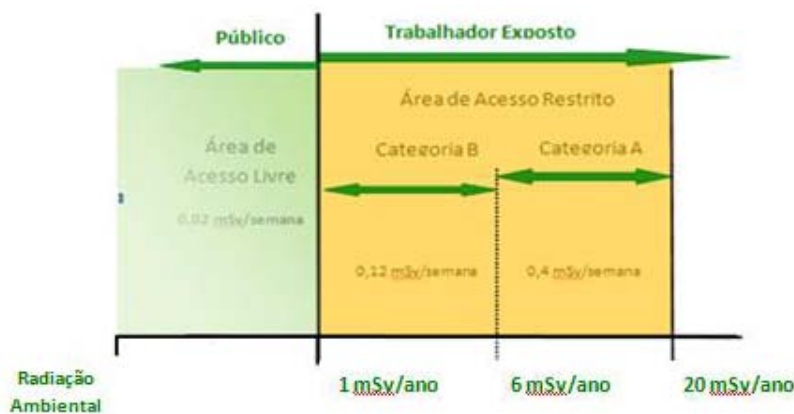


Ilustração 2 - Esquema representativo das recomendações dos princípios de protecção e segurança contra as radiações ionizantes [DL 222/2008].

As áreas controladas, ou de acesso restrito, estão confinadas aos serviços que utilizam radiações ionizantes, sendo ocupadas pelos seus trabalhadores, enquanto que as áreas vigiadas, ou de livre acesso, são externas a esses serviços sendo utilizadas por indivíduos do público em geral (Ilustração 1).

Os trabalhadores profissionalmente expostos, que ocupam as áreas controladas, podem ser classificados em duas categorias distintas (A e B), consoante as doses de radiação a que estão sujeitos.

A categoria A engloba todos os trabalhadores profissionalmente expostos, susceptíveis de receberem uma dose de radiação superior a 6 mSv/ano, ou uma dose equivalente superior a 3/10 dos limites de dose fixados para o cristalino, pele e extremidades. A categoria B abrange todos os trabalhadores profissionalmente expostos não classificados na categoria A [DL 167, 2002].

A dose de radiação a que os profissionais são submetidos durante a realização de exames radiológicos pode ser estimada através de monitorização individual e de área, sendo esta obrigatória por lei. Deste modo, os trabalhadores da categoria A devem ser submetidos à monitorização individual para irradiação externa, com uma periodicidade mensal, ao passo que os trabalhadores da categoria B não necessitam desse tipo de monitorização, podendo-se optar pela monitorização do local de trabalho. No entanto, a monitorização individual pode ser realizada esporadicamente (trimestralmente), de modo a garantir que as condições são satisfatórias, ou para a compilação de dados estatísticos sobre distribuição de dose [DL 222, 2008].

Os limites de dose de radiação para os profissionais expostos, não correspondem a uma barreira existente entre doses seguras e doses prejudiciais. Estes limites definem apenas o risco ocupacional máximo tolerável. Para além disto, e segundo o princípio ALARA, as doses ocupacionais devem ser mantidas, sempre que possível, abaixo dos valores recomendados.

Para o público em geral, estes limites são estabelecidos considerando as flutuações da exposição natural, sendo comparáveis à média das doses de

radiação cósmica e terrestre recebida (excepto do radão), estando as exposições médicas excluídas desta estimativa.

A Tabela 4 resume os limites de dose recomendados para os profissionais expostos e o público em geral.

Exposição \ Dose	Profissionais expostos <sup>5</sup>			Público
	16-18 Anos	>18 Anos	Grávida	
<b>Dose efectiva</b>	6 mSv/ano	20 mSv/ano <sup>6</sup>	1 mSv/ano	1 mSv/ano <sup>7</sup>
<b>Dose equivalente</b>				
- Cristalino	50 mSv/ano	150 mSv/ano	15 mSv/ano	15 mSv/ano
- Pele, mão e pés (1 cm <sup>2</sup> )	150 mSv/ano	500 mSv/ano	50 mSv/ano	50 mSv/ano

Tabela 4 - Limites de dose recomendados para os profissionais expostos e público em geral [DL 222, 2008].

Para os cálculos de dimensionamento das barreiras de protecção, apresentados mais à frente, são usados valores limites de 0,02 mSv/semana (1 mSv/ano) nas áreas ocupadas quer por trabalhadores profissionalmente expostos quer por membros do público.

Optou-se por este valor para os trabalhadores expostos, em detrimento dos 0,4 mSv/semana (20 mSv/ano), uma vez que não se pretende que as barreiras de protecção existentes permitam que o trabalhador profissionalmente exposto alcance o limite máximo de dose anual tolerável por lei.

Por outro lado, há ainda que ter em atenção um possível acréscimo de trabalho, permanente ou sazonal, que levará a um aumento da carga semanal de trabalho e, conseqüentemente, à exigência de barreiras de protecção mais eficazes, tendo em vista esta nova situação.

Os limites são expressos por semana de forma a permitir uma detecção, e posterior correcção, atempada das situações onde seja possível ocorrer uma exposição excessiva dos trabalhadores à radiação ionizante.

<sup>5</sup> Englobando aprendizes e estudantes

<sup>6</sup> Com limite de 100 mSv por um período de 5 anos consecutivos, na condição de não ultrapassar 50 mSv em cada ano

<sup>7</sup> Este limite pode ser excedido num determinado ano, desde que a dose média anual ao longo de 5 anos consecutivos não exceda 1 mSv por ano

### 3.3.2 Carga de trabalho semanal – *W*

A Carga de Trabalho Semanal (*W*) de um equipamento de radiodiagnóstico é o integral da corrente aplicada ao tubo de raios-X ao longo de um período de tempo específico, exprimindo-se normalmente em miliampere minuto (mA-min). De uma maneira geral, é também costume utilizar-se um período igual a uma semana [NCRP, 2004].

Em termos de protecção, a distribuição das cargas de trabalho semanal em função da tensão utilizada é muito mais importante que a grandeza da carga de trabalho semanal. Isto, porque a atenuação por parte das barreiras de protecção é fortemente influenciada pelos valores de tensão utilizados, ou seja, pela energia da radiação produzida.

Assim, utilizando a distribuição das cargas de trabalho semanal, é possível determinar as médias das tensões utilizadas no equipamento e calcular a Taxa de Kerma no ar, devido à radiação primária ou secundária, a 1 m de distância da fonte.

Posteriormente, ponderando-se esse valor pelo número de pacientes examinados por semana, pela lei do inverso do quadrado da distância e utilizando-se o valor da transmissão da radiação através da barreira de protecção, consegue-se determinar a espessura mínima necessária que reduz os níveis de radiação aos limites legais recomendados.

Os cálculos realizados neste contexto, bem como o levantamento das cargas de trabalho semanal, são apresentados mais à frente neste trabalho.

No entanto, é importante lembrar que os valores encontrados para as cargas de trabalho semanal variam de serviço para serviço, e até mesmo de semana para semana, dentro da mesma instalação.

### 3.3.3 Factor de Ocupação – T

O Factor de Ocupação (T) é definido como a fracção média de tempo que o indivíduo mais exposto está presente numa determinada área, durante a utilização da radiação [NCRP, 2004].

Deve ficar claro que o Factor de Ocupação não é a fracção de tempo em que a área em questão é ocupada por qualquer pessoa, mas sim, a fracção de tempo em que é ocupada pelo indivíduo que aí permanece mais tempo.

Por exemplo, os Factores de Ocupação das áreas não controladas, raramente são determinados considerando o tempo de permanência dos visitantes da instalação, mas sim pelo período de ocupação dos trabalhadores desse serviço ou serviços adjacentes, ou até mesmo dos pacientes residentes.

Este conceito considera que o funcionamento do equipamento radiológico é distribuído aleatoriamente no tempo, e assim, o Factor de Ocupação será apresentado como uma fracção do período normal de trabalho, ponderado ao longo de todo o ano.

Quando não se encontram disponíveis informações detalhadas sobre as frequências de ocupação das áreas adjacentes a uma sala de radiodiagnóstico, podem-se utilizar valores tabelados.

A Tabela 5 apresenta os valores sugeridos no Decreto-Lei nº 180/2002 e os que são igualmente propostos no relatório nº 147 do NCRP.

Por observação da tabela verificamos que o valor mínimo do Factor de Ocupação apresentado pelo Decreto-Lei nº 180/2002 é 1/16, correspondendo a uma ocupação ocasional, enquanto o NCRP considera, para esse mesmo tipo de ocupação, factores de 1/20 ou 1/40. Este facto prende-se, tal como já foi referido, com o Princípio do Custo/Benefício, considerado pelo NCRP.

Assim sendo, são tidos em linha de conta um maior número de elementos durante a fase de avaliação do processo de levantamento radiométrico, o que

possibilita a realização de um dimensionamento mais realista das instalações de radiodiagnóstico, inviabilizando possíveis gastos desnecessários com a protecção.

LOCAL	Factor de Ocupação (T)	
	DL180/2002	NCRP 147
Áreas de trabalho, laboratórios, farmácias e outras áreas de trabalho permanentemente ocupadas por um indivíduo; zonas de atendimento; salas de espera com recepção; áreas externas adjacentes às salas de radiodiagnóstico; salas de raios-X de controlo	1	1
Salas interiores para crianças	-	1
Salas de tratamento ou exame de pacientes	-	1/2
Corredores	1/4	1/5
Quartos de pacientes; salas de descanso dos funcionários	-	1/5
Portas de corredores	-	1/8
Salas de espera sem recepção	1/4	1/20
Instalações sanitárias públicas	1/16	1/20
Zonas de vendas sem vendedores; armazéns; áreas exteriores com assentos	1/16	1/20
Parques de estacionamento sem guarda; escadarias; elevadores sem ascensorista	1/16	1/40
Áreas exteriores apenas com tráfego pedestre ou veículos; áreas de cargas e descargas sem guarda; sótãos; portarias	1/16	1/40

Tabela 5 - Factores de Ocupação de áreas não controladas, sugeridos no Decreto-Lei nº 180/2002 e pelo NCRP 147, para diferentes tipos de ocupação.

A escolha de cada um destes Factores de Ocupação deve ser baseada em pressupostos cuidados e realistas, uma vez que cada instalação apresenta características particulares de funcionamento.

Deve-se ter especial atenção à utilização de valores pequenos em áreas não controladas, contíguas à sala de radiodiagnóstico. Nestes casos, deve considerar-se também as zonas mais afastadas, uma vez que estas podem ter um Factor de Ocupação significativo e, desta forma, assumirem um papel importante no programa de protecção da sala, em detrimento da maior distância a que se encontram desta. Um exemplo típico é aquela situação em

que um corredor estreito com factor de ocupação 1/5 separa uma área de trabalho com factor de ocupação de 1.

Além disto, é ainda importante perceber que as formas de ocupação das áreas adjacentes às salas de radiodiagnóstico podem sofrer alterações ao longo do tempo.

### 3.3.4 Factor de Utilização – *U*

O Factor de Utilização (*U*) diz respeito à fracção da Carga de Trabalho total para a qual o feixe de radiação primário se encontra directamente orientado para uma dada barreira de protecção [NCRP, 2004].

O valor deste factor depende do tipo de instalação radiológica existente e da barreira considerada. Também aqui, o relatório nº147 do NCRP propõe valores mais actualizados para os Factores de Utilização, comparativamente ao Decreto-Lei nº 180/2002.

A Tabela 6 apresenta os valores propostos nos dois documentos.

Barreira	Factor de Utilização ( <i>U</i> )	
	DL180/2002	NCRP 147
Chão	1	0,89
Parede lateral à mesa de exame	0,25	0,09
Parede do potter vertical	0,25	1
Restantes paredes	0,25	0,02

Tabela 6 - Factores de Utilização do feixe de radiação primário para salas de exames radiológicos típicos.

Fazendo uma análise comparativa da tabela, verifica-se que o NCRP apresenta valores mais baixos de utilização das barreiras estruturais, o que se relaciona mais uma vez, com o Princípio do Custo/Benefício.

Por outro lado, o Factor de Utilização da parede que suporta o potter vertical tem um valor superior ao apresentado no Decreto-Lei nº 180/2002, isto porque se considera as situações em que o feixe de radiação está sempre orientado para potter vertical (ex: radiografia do tórax ou salas dedicada a exames torácicos).

Por conveniência de cálculo, pode-se optar por arredondar à unidade o Factor de Utilização do chão, proposto pelo NCRP 147, e a 0,1 o da parede lateral à mesa de exame.

As protecções para o tecto da sala de radiologia convencional e para todas as barreiras de protecção das salas de mamografia, fluroscopia e tomografia computadorizada, são determinadas pelos requisitos das barreiras secundárias, uma vez que não são atingidos pelo feixe de radiação primário, tendo um Factor de Utilização nulo ( $U = 0$ ).

### ***3.3.5 Barreiras primárias***

As barreiras primárias, por definição, atenuam o feixe de radiação primário e secundário, no mínimo até ao limite legal recomendado.

Este tipo de barreiras inclui a porção da parede que sustenta o potter vertical, o chão da sala, e todas aquelas paredes para as quais o feixe de radiação primário pode, ocasionalmente, ser direccionado.

As barreiras de protecção primárias estão apenas presentes nas salas de radiografia, uma vez que, segundo a regulamentação existente, os equipamentos instalados nas salas de mamografia, fluroscopia e tomografia computadorizada devem atenuar completamente o feixe de radiação primário [DL 180, 2002].

### 3.3.6 Barreiras secundárias

A radiação secundária é uma consequência inevitável da utilização do feixe de radiação primário, abrangendo a radiação dispersa e de fuga.

A radiação dispersa deve-se aos fótons dispersos produzidos pelo paciente, ou por qualquer outro dispositivo colocado na direcção do feixe primário. A sua intensidade aumenta com a intensidade, a área do feixe de radiação útil, a espessura do paciente, entre outros.

Já a radiação de fuga, é criada no ânodo da ampola de raios-X e transmitida através da cúpula para fora da área útil do feixe de radiação.

Consoante a regulamentação considerada, assim é o valor limite recomendado para a radiação de fuga produzida por um equipamento de radiologia. Segundo a FDA (**F**ood and **D**rug **A**dministration), os níveis de radiação de fuga, a 1 m de distância do foco da ampola, devem ser inferiores a 0,876 mGy/h, à intensidade de corrente máxima especificada pelo fabricante. Por outro lado, se considerarmos as recomendações do IEC (**I**nternational **E**lectrotechnical **C**ommission) este valor passa para 0,24 mGy/h, já o Decreto-Lei nº 180/2002 aborda um valor limite de 1 mGy/h.

No presente trabalho optámos pelo limite proposto no Decreto-Lei nº 180/2002, 1 mGy/h, uma vez que consideramos ser o valor mais seguro, ou seja, aquele que nos permite verificar as condições de protecção na situação em que os níveis de radiação de fuga são mais elevados.

Em resumo, as barreiras secundárias são as estruturas que confinam os níveis de radiação secundária produzidos (dispersa e de fuga), aos limites legais recomendados ou a valores inferiores.

## 4. Bases físicas das diferentes técnicas radiológicas

Os exames de radiodiagnóstico, nas suas diferentes vertentes, desempenham um papel vital nos cuidados de saúde actuais, no entanto, apresentam como desvantagem a dose de radiação ionizante recebida pelos pacientes e trabalhadores.

Presentemente, e graças à evolução tecnológica, alguns estudos radiológicos apresentam doses da mesma ordem de grandeza daquelas que se podem receber em condições consideradas normais, como mudanças de altitude ou viagens de avião.

A Radiologia é uma modalidade que aproveita as particularidades da radiação X, com a finalidade de obter imagens de diagnóstico médico, como resultado de uma atenuação diferencial da radiação pelos tecidos.

Este tipo de radiação electromagnética caracteriza-se por ter uma energia superior à dezena de eV, a que corresponde um comprimento de onda curto menor  $10^{-12}$  m e portanto uma frequência de aproximadamente  $10^{16}$  Hz, no limiar da energia necessária à ionização de muitos elementos.

Seguidamente caracterizam-se alguns aspectos das diferentes técnicas radiológicas considerados relevantes para o presente trabalho.

### **4.1 Radiologia Convencional**

A imagem radiológica é produzida com base nas diferenças de absorção da radiação X pelos diversos tecidos do corpo.

A radiação X é produzida por um mecanismo, como o da Ilustração 3, ao qual se dá o nome de tubo de Coolidge ou ampola de raios-X.

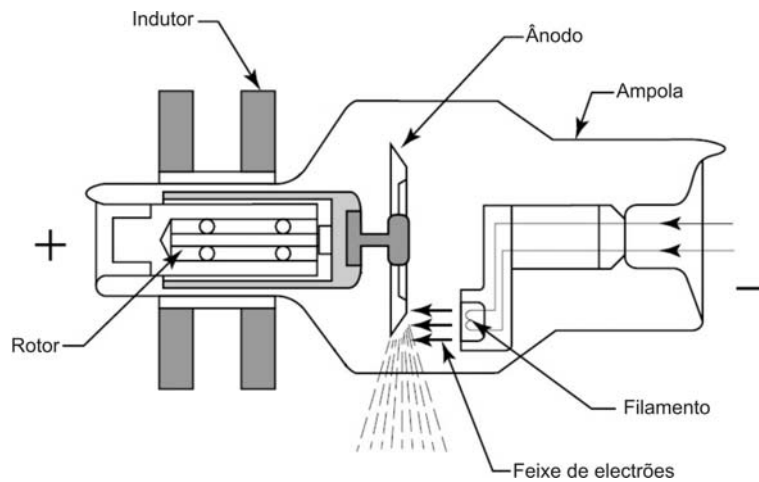


Ilustração 3 - Esquema de uma ampola de raios-X.

Esta ampola de raios-X não é mais que um tubo oco, onde se fez vácuo, que contém um cátodo incandescente, gerador de electrões, e um ânodo ou alvo.

O cátodo, ou seja, o eléctrodo negativo do tubo, é constituído pelo filamento e por um eléctrodo de focagem.

O filamento é um pequeno fio enrolado em espiral, responsável pela emissão termoiónica de electrões, quando aquecido.

Este dispositivo encontra-se dentro do eléctrodo de focagem, para que não ocorra a saída de electrões para outro local diferente do ânodo. O filamento/cátodo é composto em geral por tungsténio toriado (cerca de 1 a 2% de tório) pois esta combinação, embora venha diminuir o ponto de fusão do tungsténio, aumenta a sua eficiência de emissão termoiónica e prolonga a vida do filamento, por aumento da sua resistência mecânica [Lima, 2005].

O eléctrodo de focagem tem como finalidade permitir que o feixe de electrões produzido atinja o ânodo apenas numa pequena área, o foco.

A maioria das ampolas de raios-X para radiodiagnóstico apresenta dois tipos de filamentos, aos quais correspondem dois pontos focais distintos: o foco fino e o foco grosso.

O ânodo é o eléctrodo positivo do circuito de alta tensão e serve de alvo para os electrões acelerados, vindos do cátodo. Ao local onde esses electrões incidem no alvo designamos por foco real.

O foco real apresenta geralmente uma ligeira inclinação, entre  $7^\circ$  e  $20^\circ$ , o que faz com que este não se projecte em verdadeira grandeza sobre um plano normal à direcção do raio central (plano de estudo). A essa projecção do foco real damos o nome de foco óptico ou efectivo, correspondendo este à verdadeira área de radiação que irá incidir no objecto em estudo (Ilustração 4).

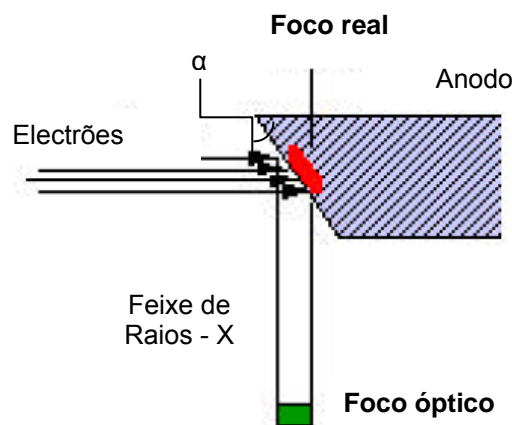


Ilustração 4 - Foco real e Foco óptico de uma ampola de raios-X.

Na perspectiva da qualidade de imagem o que interessa são as dimensões do foco óptico, que se querem tão pequenas quanto possível, de forma a melhorar a definição da imagem final.

Os ânodos podem ainda ser rotativos ou estacionários, sendo a existência de ânodos rotativos mais comum uma vez que apresentam uma maior capacidade calorífica, devido à maior capacidade de dissipação de calor.

Como o processo de criação dos raios-X gera bastante calor, para além da rotatividade dos ânodos, as ampolas apresentam ainda um sistema de refrigeração através de um circuito de óleo colocado na região externa.

Por norma, os ânodos das ampolas de raios-X são constituídos por tungsténio devido ao seu elevado ponto de fusão, boa condutividade térmica e elevado número atómico.

Para a produção de raios-X, o filamento é levado ao rubro, por efeito de Joule, devido à corrente eléctrica que o atravessa.

Entre o ânodo e o cátodo é aplicada uma diferença de potencial que permite que os electrões, libertados por efeito termoiónico do filamento, sejam acelerados no campo eléctrico existente entre o cátodo e o ânodo.

Devido à acção do eléctrodo de focagem os electrões são dirigidos para o foco do ânodo, idealmente pontual, cedendo aí a sua energia cinética [Lima, 2005].

A maior parte desta energia (cerca de 99%) é libertada sob a forma de calor e só uma pequena fracção é emitida como energia electromagnética X, o que pode ocorrer por meio de dois fenómenos:

- Radiação de travagem ou *bremssstralung* – Após a colisão, os electrões incidentes sofrem uma atracção por parte do núcleo do material que constitui o ânodo, levando a uma variação da sua velocidade e um desvio na sua trajectória. Consequentemente, os electrões perdem energia cinética originando um espectro contínuo de energia de fotões de travagem ou *bremssstralung* (Ilustração 5).

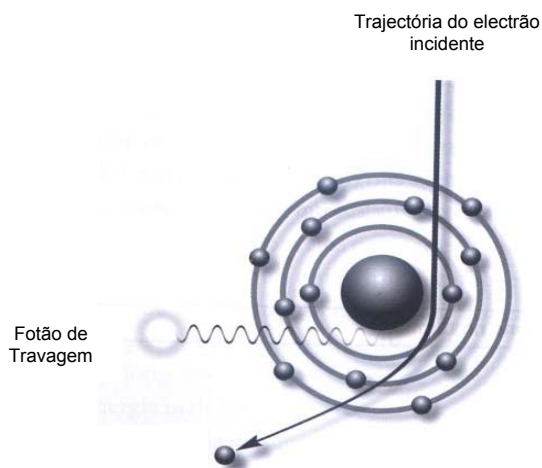


Ilustração 5 - Produção da radiação de travagem.  
[Damas, 2006]

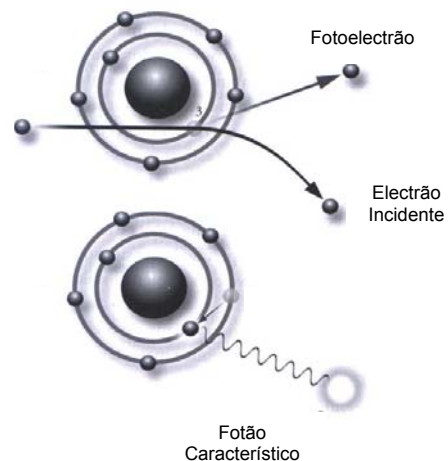


Ilustração 6 – Produção da radiação característica.

- Radiação característica – Os electrões incidentes quando colidem com os electrões do material que constitui o ânodo, com maior probabilidade os das camadas mais internas (camada K), provocam ionizações ou excitações. Em qualquer uma das situações, o átomo fica instável e um

electrão de uma camada mais externa vai ocupar o lugar do electrão que foi expelido ou que foi ocupar um lugar num nível de maior energia, libertando-se um fóton que é designado por raio-X característico, com energia igual à diferença de energia das orbitais dos electrões emitidos (Ilustração 6).

Segundo o princípio da energia mínima, após a criação de uma vaga na camada K um electrão da camada L movimenta-se para ocupá-la, cedendo toda a sua energia, que é emitida sob a forma de radiação X característica do material ( $K_{\alpha}$ ). Por sua vez, o lugar criado na camada L será ocupado por um electrão da camada M ( $L_{\alpha}$ ). No entanto, apesar da probabilidade ser menor, um electrão da camada M também pode ir ocupar a lacuna existente na camada K, originando-se um fóton X  $K_{\beta}$ , e assim sucessivamente. Nessas deslocções existe também emissão de radiação de energias progressivamente menores. Este processo estará completo no momento em que a energia de ligação da camada K for compensada pela soma de todas as energias produzidas durante as interacções orbitais (Ilustração 7).

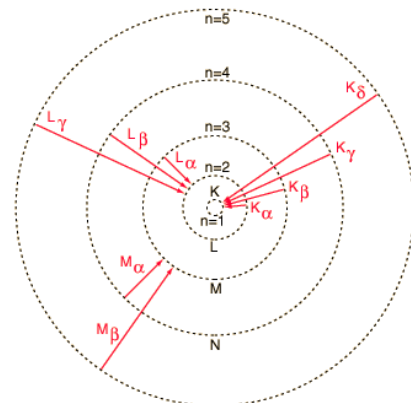


Ilustração 7 – Histórico das transições que produzem os raios-X característicos.

O valor da energia da radiação característica produzida depende do tipo de material que constitui o ânodo, uma vez que estes apresentam energias de ligação distintas (Tabela 7).

Orbitais	Energias de ligação (keV)	Elemento (Z)
K, L, M	23,2; 3,0; 0,5	$_{45}\text{Rh}$
K, L, M	20,0; 2,6; 0,5	$_{42}\text{Mo}$
K, L, M	69,5; 11,5; 2,5	$_{74}\text{W}$

Tabela 7 – Energias de ligação das camadas K, L e M do Ródio (Rh), do Molibdénio (Mo) e do Tungsténio (W).

Nas ampolas de raios-X o fenómeno que ocorre com maior probabilidade é o efeito de *bremsstrahlung*, uma vez que a energia da maioria dos electrões incidentes é superior à energia da camada K.

O espectro de raios-X assim produzido está representado na Ilustração 8.

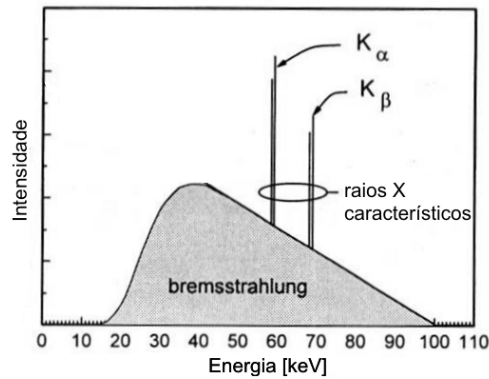


Ilustração 8 – Espectro de raios-X. A zona contínua do espectro diz respeito à radiação de *bremsstrahlung*, enquanto a descontínua corresponde à radiação característica.

Tal como demonstrado na figura anterior, os fótons de baixa energia do feixe não estão representados no espectro de raios-X, o que se deve ao processo de filtração. A filtragem do feixe pode dever-se à atenuação pelos próprios materiais constituintes da ampola, a qual designamos por filtração inerente, ou através da utilização de dispositivos colocados entre a fonte de radiação e o paciente, a qual tem o nome de filtração adicional.

Ao conjunto destes dois tipos de filtragem damos o nome de filtração total, que normalmente é especificada em termos de espessura equivalente de alumínio. A filtragem do feixe trás consigo consequências radiológicas bastante vantajosas uma vez que, ao eliminar os fótons de baixa energia, contribui para a diminuição da dose de radiação absorvida pelo paciente e melhora a qualidade da imagem, por diminuição da radiação dispersa produzida.

Associado à produção da radiação X estão alguns parâmetros que podem e devem ser ajustados pelo Técnico de Radiologia, durante os vários exames radiológicos. São eles a intensidade da corrente, a tensão aceleradora e o tempo de exposição.

A intensidade da corrente electrónica, na gíria designada por “miliamperagem” (mA) diz respeito à quantidade de carga eléctrica que passa a cada segundo de um pólo para o outro da ampola, sendo controlada pelo grau de aquecimento do filamento. Assim, quanto maior o grau de aquecimento do cátodo, maior será o número de electrões emitidos e maior será a corrente produzida [Damas, 2006].

A tensão aceleradora, ou “quilovoltagem” (kV) na linguagem comum, é a diferença de potencial aplicada entre o ânodo e o cátodo que provoca o aumento da energia cinética dos electrões. Quanto maior for essa diferença de potencial, maior será o poder penetrante do feixe de radiação, e maior será também o número de fotões X produzidos, assim como a sua energia [Damas, 2006].

O tempo de exposição corresponde ao intervalo de tempo no qual se encontra a passar corrente no tubo.

Assim sendo, para uma mesma tensão aceleradora, a exposição a que um paciente está sujeito durante um exame radiológico é directamente proporcional ao produto corrente - tempo (mA·s).

## **4.2 Mamografia**

A Mamografia é uma técnica radiológica que permite o estudo detalhado das estruturas internas da mama e cujo objectivo é permitir a detecção precoce do carcinoma mamário.

A sensibilidade do exame mamográfico depende de vários factores entre os quais a qualidade da imagem e a experiência do radiologista. Daí é de extrema importância o uso apropriado do equipamento bem como a capacidade de quem realiza e interpreta o exame.

Para a realização da mamografia recorre-se a equipamentos específicos, os mamógrafos, que emitem radiação X com os níveis de energia adequados ao tecido mamário, permitindo que os pacientes sejam expostos a níveis de radiação muito baixas e, ao mesmo tempo, otimizar a qualidade de imagem.

Os equipamentos actuais possuem geradores eléctricos de alta-frequência, que permitem uma redução significativa da dose de radiação. Isto porque ao produzirem um feixe de electrões com uma energia bem definida, originam um feixe de raios-X de grande qualidade.

As ampolas, possuem combinações especiais na composição dos ânodos e dos filtros que permitem otimizar a qualidade da imagem, mantendo igualmente reduzida a dose de radiação.

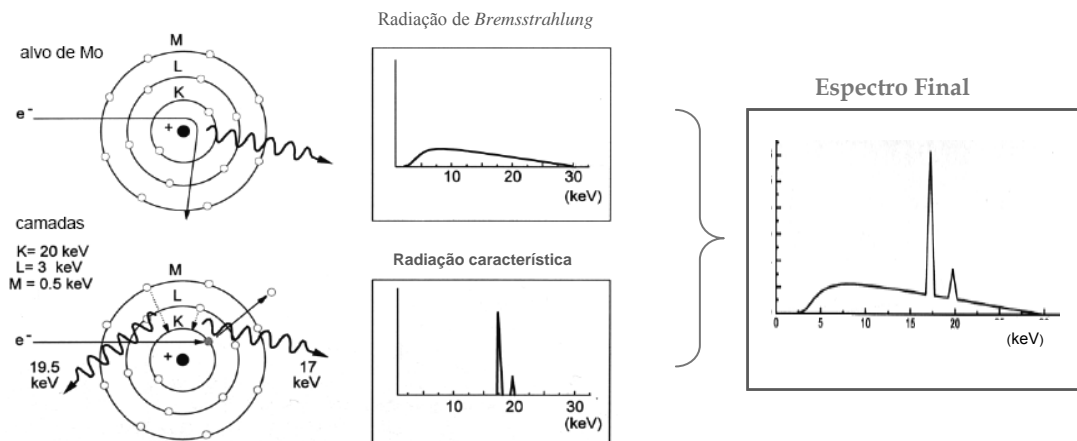


Ilustração 9 – Espectro de raios-X, característico e de *bremsstrahlung*, produzido num alvo de Molibdénio.

Para além do já descrito, um braço em C, um dispositivo para a compressão da mama, um exposímetro automático e uma grelha antidifusora são outros dos componentes indispensáveis neste tipo de equipamentos.

Em Mamografia utilizam-se técnicas de baixa tensão e energia do feixe de radiação (25 a 35 kV) de modo a garantir que as interacções fotoeléctricas produzam o contraste anatómico desejado. Para tal, a ampola de raios-X deve possuir um ânodo de molibdénio (Mo) ou ródio (Rh) de forma a produzir radiação característica entre 15 e 22 keV [Kemp, 2003] (Ilustração 9).

Os equipamentos mamográficos têm ainda incorporado, como já foi referido, filtros cujo objectivo é atenuar selectivamente o espectro dos fotões de baixa energia do feixe de radiação, optimizando-o.

Estes dispositivos, tal como o ânodo, podem ser de molibdénio ou ródio, no entanto, quando a filtração é efectuada pelo mesmo elemento que constitui o alvo, consegue-se absorver os fotões de energias indesejáveis provenientes da radiação de *bremssstralung*, deixando apenas os raios-X característicos necessários para a formação da imagem (Ilustração 10), contudo para espessuras de mama elevadas é privilegiada uma combinação Mo/Rh.

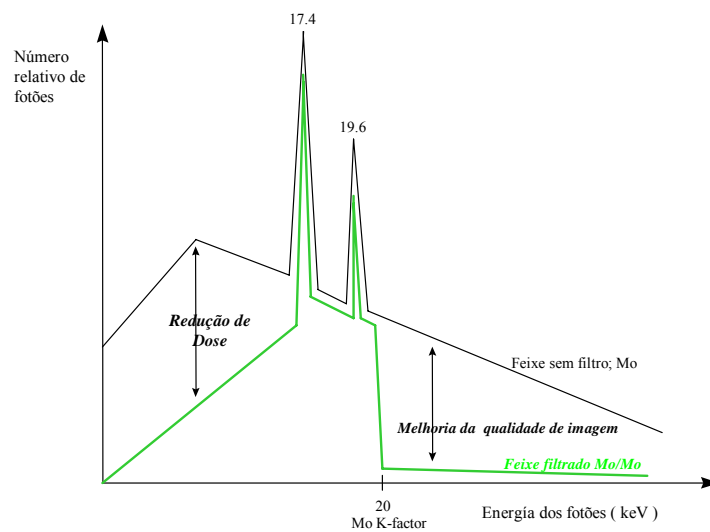


Ilustração 10 – Feixe de raios-X produzido num alvo de molibdénio, com e sem filtração de molibdénio.

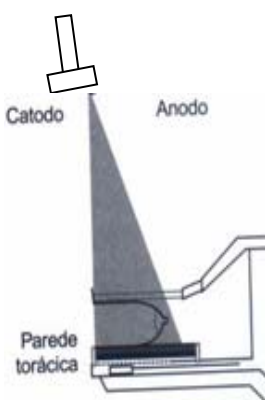


Ilustração 11 – Orientação do eixo do cátodo/ânodo.

Em Mamografia o efeito anódico, ou seja, o aumento da intensidade do feixe para o lado do cátodo, é mais relevante uma vez que a distância foco-filme (DFF) é reduzida (65 cm), comparativamente aos exames de Radiologia Convencional onde a DFF mínima é de 100 cm. Essa diferença da intensidade é compensada por se colocar o feixe que emerge do lado do cátodo a incidir sobre a região com maior densidade, possibilitando assim uma exposição uniforme (Ilustração 11).

Outro aspecto importante que leva à existência de uma exposição uniforme é a compressão da mama. Esta compressão é essencial no exame mamográfico, não só por melhorar a qualidade da imagem obtida, mas também por permitir

reduzir da dose de radiação aplicada durante o estudo, uma vez que reduz a espessura de tecido mamário com consequente diminuição dos tempos de exposição.

Na exposimetria automática podemos englobar o controlo automático de exposição (CAE) e o sistema de optimização automática de parâmetros (OAP). Estes dispositivos, para além de diminuírem a repetição de exames devido a falhas de exposição, permitem ainda otimizar as doses de radiação administradas, tendo em conta a qualidade da imagem mamográfica.

O CAE é constituído por um conjunto de sensores, que se encontram geralmente sob o receptor de imagem, e que medem a radiação que atravessa o tecido mamário e o receptor. A sua finalidade é suspender a produção de radiação X quando o receptor de imagem recebe uma determinada quantidade de exposição pré-determinada, considerada ideal para o objectivo do exame.

Desta forma, quando um número suficiente de fotões atinge o CAE a exposição é interrompida, impedindo uma sobreexposição da mama. Por outro lado, se o microprocessador do CAE determina que não é possível alcançar uma exposição adequada com as condições técnicas previamente seleccionadas, o equipamento aumenta automaticamente o produto corrente tempo, de modo a permitir a obtenção de uma imagem correctamente exposta [Kopans, 2000].

Quando se utiliza o sistema de OAP este realiza uma medição rápida de absorção nos primeiros milisegundos, durante os quais detecta a densidade e a espessura da mama. Tendo por base os valores encontrados, o sistema faz uma selecção automática dos parâmetros adequados à exposição (tensão, ânodo e filtro).

### **4.3 Fluoroscopia**

A Fluoroscopia é a visualização, em tempo real, de imagens obtidas pela interacção do feixe de raios-X, emergente do paciente, com materiais

fluorescentes, com a finalidade especial de permitir a observação de sistemas dinâmicos [Lima, 2005].

O reconhecimento de estruturas elementares numa imagem radiológica está relacionado com a percepção de diferenças de luminância, com a detecção dos contornos dessas estruturas e com o poder de resolução associados à nossa visão.

Uma característica comum a todas as técnicas de Fluoroscopia e Fluorografia é que, assim que o feixe de raios-X atravessa o paciente e incide no alvo fluorescente, é gerada uma imagem luminosa utilizável.

Na Fluoroscopia Convencional, ou radioscopia, a imagem luminosa produzida podia ser observada directamente pelo olho humano sem a utilização de películas fotográficas.

Nestas condições, o écran fluorescente interceptava os raios-X transmitidos pelo paciente e a imagem fluorescente era observada através de um vidro de chumbo, que absorvia a radiação mas era transparente à luz.

Deste modo, a imagem só estaria presente enquanto a fonte de raios-X estivesse ligada, e conseqüentemente utilizavam-se feixes de radiação de pequena intensidade para se conseguirem obter doses relativamente baixas.

A imagem fluorescente resultante era pouco nítida, apresentando uma fraca resolução espacial, pouco contraste e muito ruído, tendo ainda que ser observada após a adaptação da visão humana a ambientes escuros.

Nos nossos dias, a Fluoroscopia Convencional é considerada injustificável e proibida pela CE [Euratom, 1997] tendo-se abraçado a técnica da Fluoroscopia com intensificador de imagem.

Actualmente, a maior parte das instalações de Fluoroscopia/grafia utilizam o tubo intensificador de imagem associado a uma câmara de TV analógica. Nas instalações digitais é ainda utilizado um conversor analógico/digital (A/D) que digitaliza a informação à saída da câmara de TV, enviando-a posteriormente

para um computador. No que respeita aos princípios básicos da geração da imagem óptica inicial estes são idênticos aos da Radiologia Convencional.

A Ilustração 12 mostra-nos a constituição e funcionamento do tubo intensificador de imagem.

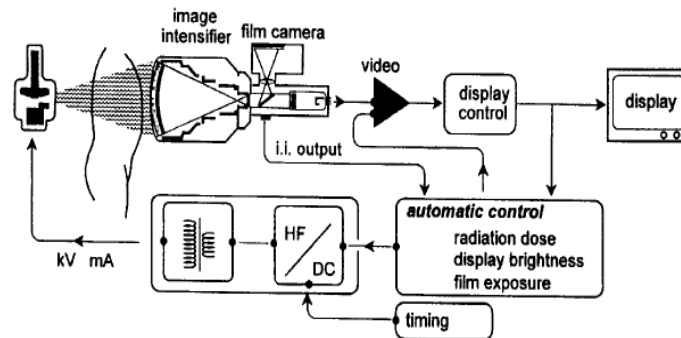


Ilustração 12 – Esquema da constituição e funcionamento de um tubo intensificador de imagem, para utilização em Radiologia.

De um modo geral, os tubos intensificadores de imagem, utilizados em Radiologia, convertem a imagem produzida pela radiação X emergente do paciente numa imagem luminosa aproximadamente com a mesma informação, mas com uma luminância superior.

O intensificador de imagem tem na sua constituição um sistema de conversão de comprimentos de onda, que consiste numa espessura de alumínio ou titânio em contacto com um ecrã fluorescente (em geral de iodeto de cézio activado com sódio) e uma placa, normalmente de antimoneto de cézio, que se encontra logo após o sistema conversor.

Os fotões X que emergem do paciente chegam ao sistema de conversão e são transformados em fotões de luz visível que, ao atingirem o fotocátodo, vão provocar a emissão de electrões, devido ao efeito de fotoemissão. Estes electrões são depois acelerados, devido à diferença de potencial aplicada, e focados por lentes electrostáticas sobre o eléctrodo de saída, que corresponde a um pequeno ecrã fluorescente onde a imagem final é obtida com uma luminância altamente amplificada.

A capacidade da Fluoroscopia fornecer imagens em tempo real é de enorme interesse para a observação e actuação nos processos dinâmicos, todavia não apresenta qualquer vantagem sobre as técnicas de Radiologia Convencional aquando da observação de estruturas estáticas.

#### **4.4 Tomografia Computorizada**

A Tomografia Computorizada (TC) é um meio de diagnóstico que produz imagens axiais detalhadas de qualquer região do corpo humano, livres de sobreposições, o que é obtido através da aquisição de uma série de diferentes projecções angulares.

A TC, tal como a Radiologia Convencional, estuda a atenuação do feixe de raios-X no seu percurso através de um segmento do corpo, existindo contudo vários factores que diferenciam estas duas técnicas.

Enquanto a Radiologia Convencional diz respeito a uma imagem bidimensional, onde se faz a compressão de um volume para o plano da imagem, a TC dá-nos uma aproximação tridimensional.

Por outro lado, a TC apresenta uma sensibilidade consideravelmente maior que a Radiologia Convencional, bem como uma maior resolução temporal e de contraste.

Desde o seu aparecimento no início dos anos 70 e até aos dias de hoje, a TC experimentou grandes desenvolvimentos que lhe permitem actualmente um elevado desempenho tecnológico e clínico.

O principal avanço desta técnica de diagnóstico foi a tecnologia helicoidal multicorte, alcançada graças à introdução do sistema *slip ring*<sup>8</sup>, à utilização de ampolas de elevada capacidade calorífica e à melhoria dos detectores utilizados.

---

<sup>8</sup> ou anel deslizante

Inicialmente, os equipamentos de TC continham um sistema ampola/detector que efectuava um movimento de translação seguido de um outro de rotação, o que requeria vários minutos para a aquisição de um único corte tomográfico. A utilização subsequente de uma coroa de detectores permitiu obter esse mesmo corte em algumas dezenas de segundos, no entanto a mesa de exame continuava a ter um movimento incremental após cada rotação do conjunto ampola/detectores.

Posteriormente, em 1989, foi apresentada pela primeira vez a TC helicoidal, espiral ou volumétrica, que permitia a aquisição de um volume graças à rotação contínua do sistema ampola/detectores em conjunto com o movimento também contínuo da mesa de exame. Anos mais tarde, em 1998, é introduzida a TC multicorte, que utiliza um conjunto de detectores, muito próximos entre si, que permitem efectuar diversos cortes em simultâneo numa única rotação do sistema ampola/detectores (Ilustração 13).

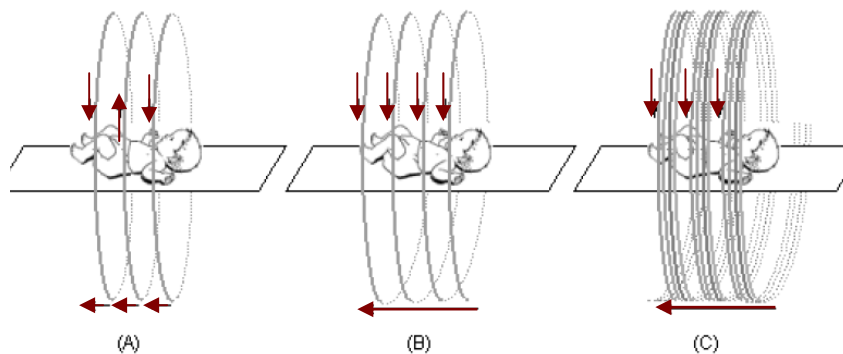


Ilustração 13 – Esquema de 3 tipos de equipamentos de TC (A) Convencional (B) Helicoidal (C) Helicoidal Multicorte.

Os elementos que constituem um equipamento de TC podem ser agrupados em 3 sistemas:

#### I – Sistema de aquisição de dados

Inclui os elementos que estudam o paciente e recolhem a informação, englobando:

- (1) *Gantry*, que por sua vez é constituída por uma ampola, de ângulo rotativo e elevada capacidade térmica; um sistema de refrigeração da ampola; um motor; um sistema de colimação, que define a

espessura do corte (colimadores primários) e reduz ao máximo a radiação dispersa (colimadores secundários); e pelos detectores, cuja função é transformar a radiação X em sinais que possam ser lidos e utilizados pelo computador.

- (2) Mesa de exame, com o motor que lhe está associado.
- (3) Gerador de alta tensão, trifásico, que proporciona a energia necessária à ampola, através dos chamados anéis deslizantes que permitem uma rotação contínua da ampola/detectores.

#### II – Sistema de processamento de dados

- (1) Unidade de controlo CPU, com um ou mais processadores, o que é determinante para o tempo de reconstrução das imagens, e com um conversor A/D. Esta unidade controla o sistema de aquisição de dados e armazena-os na memória, o que possibilita a sua posterior visualização e tratamento de imagem.

#### III – Sistema de visualização e arquivo

- (1) Consola do operador, que efectua a comunicação com o sistema de processamento, e assim controla o funcionamento da ampola, a localização do paciente, a aquisição de dados o seu processamento e a apresentação das imagens. Esta consola permite também seleccionar parâmetros técnicos como os kV, mA, tempo, número e espessura de cortes, entre outros parâmetros.
- (2) Sistema de registo de imagem.

Nos equipamentos de TC mais modernos, os multicorte volumétricos (Ilustração 14), o processo de aquisição da imagem consiste, resumidamente, na emissão de um feixe de raios-X muito colimado, à medida que o conjunto ampola/detectores gira de forma contínua, em torno do paciente, em simultâneo com o avanço, também contínuo, da mesa de exame. Posteriormente a imagem é reconstruída, através de processos matemáticos computacionais, e a informação da radiação captada pelos detectores é transformada em imagens seccionadas.

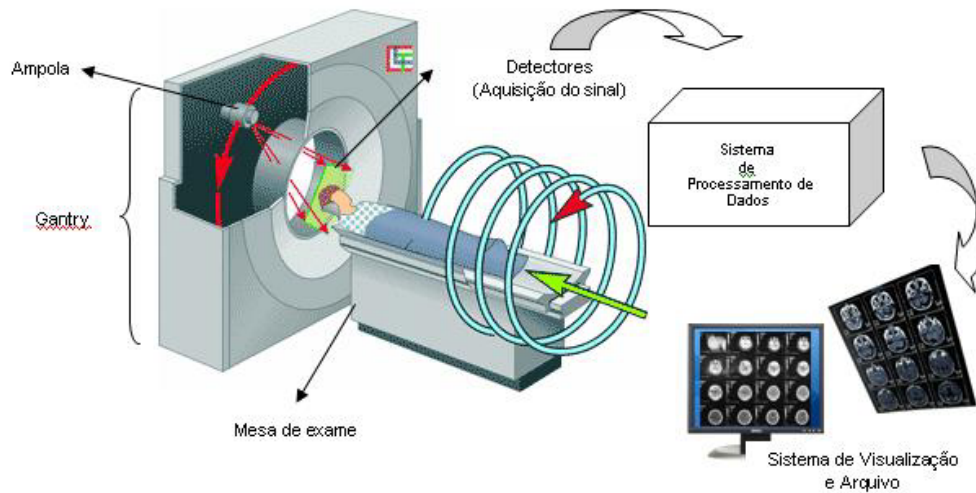


Ilustração 14 – Esquema de um equipamento de TC multicorte.

Nos equipamentos de TC podem ser utilizados dois tipos de detectores: os gasosos e os de cristais de cintilação.

Os detectores gasosos são normalmente de xénon, enquanto que os de cintilação podem ser constituídos por cristais de iodeto de sódio, fluoreto de cálcio ou óxido germânico de bismuto.

Actualmente, nos equipamentos de TC mais recentes encontramos detectores cerâmicos (de cintilação) que têm vários componentes na sua constituição (Ilustração 15).

Primeiro, existe uma camada de material cintilador, que transforma a radiação X em luz. Imediatamente abaixo, temos um fotodíodo que recolhe essa luz fluorescente transformando-a em impulsos eléctricos. Este sinal é depois transmitido através de inúmeros canais eléctricos, sendo finalmente processado numa imagem digital.

Quanto mais eficiente for o detector, menor é dose necessária para a realização do exame.

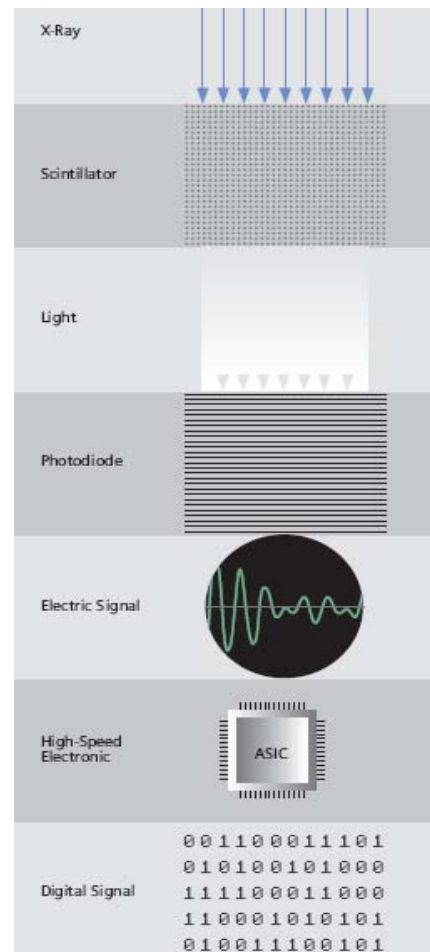


Ilustração 15 – Transformação da radiação X em sinal digital [Siemens, 2004].

Por esta razão, o material que o constitui deve ser tão eficiente quanto possível ao converter a radiação X em sinal de luz.

Paralelamente à evolução tecnológica desta técnica de diagnóstico, tem-se observado um aumento significativo do número de exames realizados, o que leva a um acréscimo da dose de radiação dispendida.

Actualmente, a TC é a principal fonte de exposição da população aos raios-X, no campo do radiodiagnóstico, sendo responsável por cerca de 60% da radiação médica, utilizada em diagnóstico, representando no entanto apenas 10% dos exames radiológicos efectuados [Lima, 2007].

A maioria dos equipamentos de TC actualmente utilizados possui um software integrado que monitoriza a radiação, seleccionando automaticamente a dose necessária para cada procedimento minimizando a exposição à radiação.

Dos factores técnicos possíveis de seleccionar durante a realização dos exames de TC, a angulação da gantry, a largura de corte, o tamanho do campo irradiado, a tensão seleccionada e o tamanho da matriz, são os que afectam directamente a dose de radiação absorvida pelo paciente.

Com o advento da TC multicorte, associado à largura do corte está um outro parâmetro designado de *pitch*.

O *pitch* é definido como a relação entre a largura (ou colimação) de corte e o avanço da mesa de exame, por rotação [Lee, 2001].

Posto isto, com um *pitch* de valor baixo existe maior dose de radiação absorvida pelo paciente, embora permita obter imagens com uma melhor resolução espacial.

Da mesma forma consegue-se perceber a relação entre o tamanho da matriz e a dose recebida pelo paciente. Pequenas matrizes, têm uma boa resolução espacial mas aumentam a dose de radiação necessária para manter uma mesma relação sinal-ruído [Silverman, 2002].

Quanto à tensão (kV), esta funciona de modo semelhante à Radiologia Convencional, quanto maior forem os kV seleccionados maior será a dose de radiação recebida pelo paciente.

A dose integral recebida pelo paciente, ou seja, a energia radiante total depositada no doente, também aumenta com a tensão, sendo directamente proporcional à intensidade da corrente e ao tempo de exame escolhido [Lee, 2001].

Para além desta breve explicação acerca das diferentes técnicas radiológicas, que se centrou sobretudo na produção da radiação X e forma de funcionamento dos diferentes equipamentos, é ainda indispensável falar sobre o modo como o registo das imagens obtidas é efectivado.

#### **4.5 Registo das imagens**

Em Radiologia o registo de imagem pode ser feito através de dois métodos distintos: o convencional e o digital.

No modo convencional, a radiação X transmitida através do corpo do paciente é registada num receptor, o sistema ecrã - filme, como uma representação analógica. Na radiografia digital, como o nome indica, existe uma representação digital da imagem, recorrendo-se para esse efeito à utilização de IP's (*Image Plate*) ou *Flat Panels*, consoante se trate de um sistema de digitalização indirecto ou directo, respectivamente.

Os sistemas ecrã - filme convencionais têm sido o suporte de eleição da imagem radiográfica, sobretudo por apresentarem uma excelente resolução espacial, uma boa resolução de densidade para a maioria das situações, um processamento rápido, sendo ainda um método económico, fácil de manejar e visualizar. No entanto, verifica-se que este tem vindo a ser substituído pelas novas tecnologias digitais que apresentam vantagens a nível do

armazenamento, transmissão, visualização rápida e possibilidade de reprocessamento das imagens.

Actualmente, é ainda possível encontrar diversos locais com registo convencional, particularmente quando falamos de técnicas como a Radiologia Convencional e a Mamografia.

Nos sistemas convencionais a imagem é obtida num filme com a ajuda de ecrãs de reforço que potencializam o efeito dos raios-X, dado aumentarem o rendimento do processo radiográfico, contribuindo assim para uma diminuição da dose depositada no paciente.

O filme radiográfico é constituído por uma emulsão de cristais de brometo de prata que, ao absorverem a radiação proveniente do paciente, alteram a sua energia de forma relacionada com a anatomia interna do doente, através de relações espaciais que se assemelham a uma projecção cónica.

Forma-se uma imagem latente no filme que só se tornará visível após a sua revelação através de um processo físico - químico.

Nos sistemas digitais as imagens podem ser obtidas de forma indirecta, recorrendo-se a um ecrã de fósforo (IP), ou directamente através de detectores digitais planos (*Flat Panel*).

A obtenção da imagem na radiografia digital indirecta é semelhante ao da radiografia convencional, no entanto, em vez do sistema ecrã - filme utilizam-se os IP's e em vez da revelação química, realiza-se uma digitalização através de um varrimento laser do IP.

Os IP's são constituídos por um material termoluminescente (o fósforo), que quando exposto à radiação X varia a sua energia, levando à formação de uma imagem latente. Esta imagem é posteriormente digitalizada através de um feixe de raios laser que varre toda a superfície do IP, fazendo com que a energia armazenada pelo fósforo seja libertada, de forma proporcional, sob a forma de fotões de luz. O sinal luminescente é depois convertido em sinal eléctrico e seguidamente digitalizado. Por fim, o IP é varrido por luz fluorescente, para que

os átomos de fósforo regressem ao estado inicial, permitindo uma nova utilização.

Na radiologia digital directa não existem passagens intermédias entre a imagem latente e a imagem real, para isso utilizam-se ecrãs planos (*Flat Panel*), em vez de IP's, que captam os fotões emergentes do paciente transformando-os em imagem num monitor.

Esses ecrãs planos são constituídos por uma placa TFT (*Thin Film Transistor*) recoberta por um fotodíodo que quando absorve a energia dos fotões X incidentes converte-a directamente em corrente eléctrica.

A cada fotodíodo corresponde um pixel na imagem, sendo a carga eléctrica de cada pixel lida de forma electrónica e remetida para um processador de imagem que a transmite ao observador.

Posto isto percebe-se que na radiografia digital, por se utilizarem dispositivos de detecção mais sensíveis, as doses de radiação utilizadas são menores, assim como a quantidade de radiação dispersa produzida, o que resulta numa diminuição do ruído e um aumento da nitidez e contraste da imagem digital.

Esta técnica tem ainda a vantagem de permitir a realização do pós-processamento das imagens o que, entre outros factores, leva à diminuição acentuada do número de exames repetidos devido a más condições técnicas, possibilitando ainda que numa única imagem (uma só exposição do paciente) se possam visualizar densidades bastante distintas por alteração das janelas de visualização.

Por seu turno, a resolução espacial tem que ser obrigatoriamente maior na radiografia convencional, devido à menor dimensão do cristal de brometo de prata do filme, comparativamente ao tamanho do pixel que constitui a matriz da imagem digital.

## **5. Estudo de segurança radiológica**

### ***5.1 Caracterização do Serviço de Radiologia do Hospital de Faro***

O Hospital de Faro veio substituir o secular Hospital da Santa Casa da Misericórdia, tendo sido inaugurado em Dezembro de 1979 para servir todos os Concelhos do Distrito.

Actualmente a sua área de jurisdição, abrange todo o Sotavento Algarvio, sendo referência para o Barlavento em várias especialidades.

Nesta instituição podemos encontrar valências médicas, distribuídas pelos seguintes serviços: Medicina; Cardiologia; Cirurgia; Neurocirurgia; Pediatria; Obstetrícia/Ginecologia; Oncologia; Gastroenterologia; Ortopedia; Pneumologia; Psiquiatria, e ainda os seguintes Serviços Complementares de Diagnóstico e Terapêutica: Patologia Clínica; Anatomia Patológica; Audiometria; Cardiopneumologia; Dietética; Neurofisiologia; Farmácia; Fisioterapia; Terapia Ocupacional; Terapia da Fala; Ortóptica e Radiologia.

Para além disto, possui ainda um Serviço de Consultas Externas, um Serviço de Urgência Polivalente, referência para todo o Algarve, Serviço de Imuno-Hemoterapia, que torna o Hospital quase auto-suficiente em sangue, um Laboratório de Hemodinâmica e Cardiologia de Intervenção, quatro Unidades de Cuidados Intensivos (Polivalente, Coronários, Neonatologia e AVC) e um serviço de Cirurgia de Ambulatório.

Particularizando para o Serviço de Radiologia, que efectua cerca de 125.000 exames por ano, este é constituído por seis salas de radiodiagnóstico (Ilustração 16), destinadas à Radiologia Convencional (três salas), Radiologia Dentária; Mamografia, exames do Aparelho Digestivo e Génito-Urinário, Tomografia Computorizada e Ecografia.



Para o presente trabalho foram seleccionadas quatro das seis salas anteriormente referidas, de modo a que cada uma delas referenciasse uma técnica radiológica diferente e, assim se avaliassem níveis de energia de radiação X distintos. Seguidamente caracterizam-se as salas escolhidas e os seus equipamentos de radiodiagnóstico.

### 5.1.1 Mamografia – Sala 1

A Sala 1 é constituída por dois equipamentos de radiologia: um para Radiologia Convencional, destinado à realização de todos os exames deste tipo em doentes da consulta e internamento, ambulatorios ou acamados, e outro de Mamografia, para a realização não só das mamografias propriamente ditas, mas também de citologias, biopsias por estereotaxia, marcações com arpão e radiografias das peças operatórias.

Para os cálculos radiométricos realizados neste trabalho, e nesta sala, apenas o equipamento de mamografia será considerado, o qual possui as características apresentadas na Tabela 9.

<b>MAMÓGRAFO</b>	
Marca	GE
Modelo	Senographe DMR
Nº modelo homologado (CE)	2107636
Data de fabrico	1998
Gerador	Monofásico
Tensão máxima	49 kV
Intensidade máxima	130 mA
Filtração Total	0,6 mm Al
Foco Real	0,1 / 0,3 mm
Dose feixe útil 1m da ampola	1,2 mGy/mA·min @ 30 kV
Ano de aquisição	1999

Tabela 9 – Características técnicas do mamógrafo da Sala 1.

### 5.1.2 Radiologia Convencional – Sala 2

Na sala 2 encontra-se instalado um equipamento de Radiologia Convencional, semelhante ao da sala 1, destinado essencialmente à realização de exames radiográficos do âmbito da urgência e cujas características estão descritas na Tabela 10.

O facto de esta sala funcionar 24h sobre 24h, e deste modo, realizar um elevado número de exames, foi a razão pela qual se escolheu este equipamento e não o da sala 1, para a realização dos cálculos relativos às barreiras de protecção.

<b>Radiologia Convencional</b>	
Marca	Siemens
Modelo	Multix TOP
Nº modelo homologado (CE)	4803404
Data de fabrico	2003
Gerador	Alta-frequência
Tensão máxima	150 kV
Intensidade máxima	550 mA
Filtração Total	2,5 mm Al
Foco Real	0,6 / 1,0 mm
Dose feixe útil 1 m da ampola	4,8 mGy/mA · min @ 90 kV
Ano de aquisição	2003

Tabela 10 – Características técnicas do equipamento de Radiologia Convencional da Sala 2.

### 5.1.3 Fluoroscopia – Sala 3

O equipamento instalado nesta sala (Tabela 11) destina-se à realização de exames do fórum digestivo, urinário, ginecológico, entre outros. Em qualquer um dos casos, as imagens podem ser adquiridas recorrendo-se ao uso da grafia ou da escopia do equipamento.

<b>Fluoroscopia e Radioscopia</b>	
Marca	Phillips
Modelo	Diagnost 97
Nº modelo homologado (CE)	989600012801
Data de fabrico	1996
Gerador	Trifásico
Tensão máxima	150 kV (radioscopia) 110 kV (fluoroscopia)
Intensidade máxima	1000 mA
Filtração Total	2,5 mm Al
Foco Real	0,6 / 1,2 mm
Dose feixe útil 1 m da ampola	5,7 mGy/mA · min @ 90 kV
Ano de aquisição	1997

Tabela 11 – Características técnicas do equipamento de fluoro e radioscopia da Sala 3.

#### 5.1.4 Tomografia Computorizada – Sala de TC

A unidade de TC é constituída pela sala de exame, onde se situa o equipamento de Tomografia Computorizada propriamente dito, com as características apresentadas na Tabela 12, a sala das concolas, com os equipamentos de aquisição e tratamento de imagem, dois vestiários, uma casa de banho e uma área de recobro.

<b>Tomografia Computorizada</b>	
Marca	Siemens
Modelo	Somatom Emotion 6
Nº modelo homologado (CE)	7398980
Data de fabrico	2004
Gerador	Alta-frequência
Tensão máxima	130 kV +/-8%
Intensidade máxima	345 mA +/- 20/-30%
Filtração Total	8,1 mm Al +/- 0,2 mm
Foco Real	0,8 x 0,7 / 0,8 x 0,5 mm
Ano de aquisição	2004

Tabela 12 – Características técnicas do equipamento de tomografia computadorizada.

## **5.2 Metodologia do NCRP 147**

A conservação de níveis de radiação abaixo dos limites exigidos pelas normas nacionais e internacionais é um tema amplamente abordado pela comunidade científica de todo o mundo.

Actualmente, como referido em capítulos anteriores, dispomos do Decreto-Lei nº 180/2002, baseado no relatório nº 49 do NCRP, datado de 1998, que estabelece as regras relativas à protecção contra os perigos resultantes das radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas a nível nacional.

Este diploma, exige que sejam introduzidos métodos de optimização que garantam, que as pessoas fiquem expostas aos menores níveis de radiação possíveis, tendo em consideração factores sócio-económicos.

Segundo esta filosofia de trabalho, torna-se fundamental que as barreiras de protecção utilizadas nas salas de Radiologia sejam correctamente dimensionadas e revestidas, com os materiais adequados, de forma a garantir que os níveis de radiação na sua vizinhança sejam compatíveis com os limites de dose recomendados para o tipo de público que ocupa o espaço em questão.

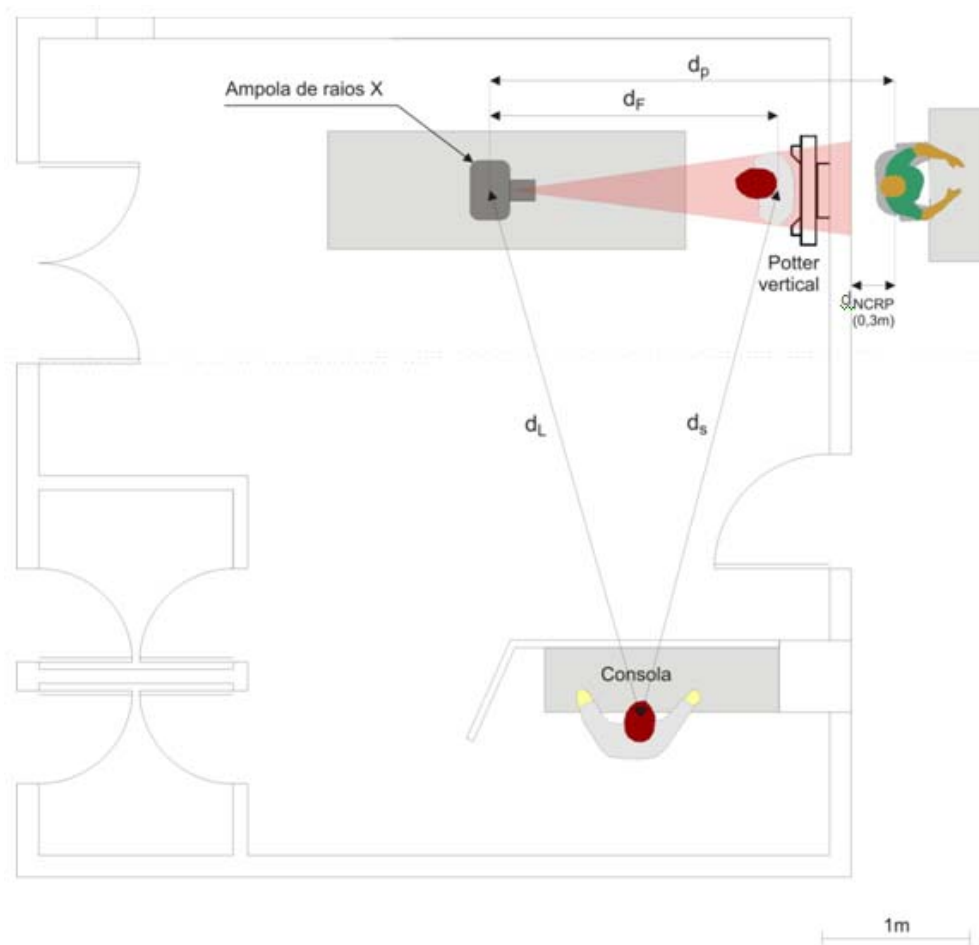
Mais recentemente, em 2004, o NCRP publicou um outro relatório, o nº 147, que mantém a mesma metodologia introduzida no Decreto-Lei nº 180/2002, acrescido do Princípio Custo / Benefício.

Este princípio permite que o projecto das instalações radiológicas seja realizado de forma mais realista, pois existe uma adequação da protecção das salas de trabalho às características dos equipamentos instalados, bem como ao tipo e número de exames realizados. Desta forma, o dimensionamento das barreiras de protecção pode ser efectuado de forma mais precisa, proporcionando uma diminuição de gastos desnecessários com a protecção.

O relatório nº 147 do NCRP actualizou ainda definições, terminologia e unidades em protecção radiológica, contemplando mais áreas do radiodiagnóstico, como a TC, a mamografia e a fluoroscopia, que não eram

estudadas no relatório nº 49. Para além disto, considera, para os cálculos radiométricos, a distribuição das cargas de trabalho semanal em função da tensão utilizada e não apenas a sua grandeza.

Basicamente, a metodologia apresentada neste último relatório do NCRP, e na qual se apoia este trabalho, consiste na determinação da espessura, em chumbo ou material equivalente, das barreiras de protecção contra a radiação X primária e/ou secundária, que reduz a níveis aceitáveis os valores da radiação X existentes.



Legenda:

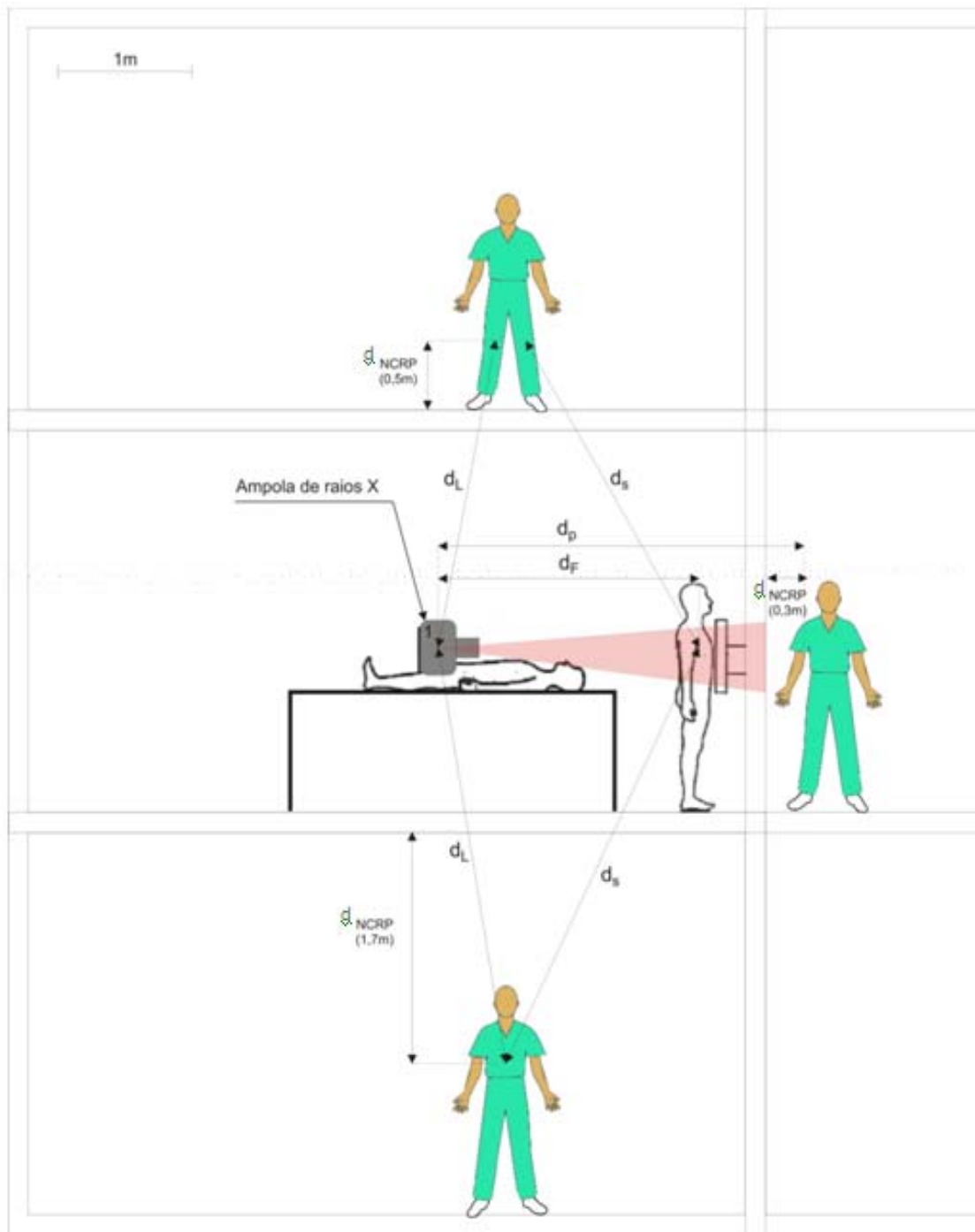
$d_p$  - distância da ampola ao local a proteger;

$d_s$  - distância da fonte de radiação secundária (paciente) ao local a proteger;

$d_L$  - distância da cúpula da ampola ao local a proteger;

$d_F$  - distância da ampola à fonte de radiação secundária.

Ilustração 17 – Representação, no plano horizontal da sala, das distâncias  $d_p$ ,  $d_s$ ,  $d_L$  e  $d_F$ , bem como as distâncias adicionais recomendadas pelo  $d_{NCRP}$ , para a orientação da ampola indicada na figura.



Legenda:

$d_p$  - distância da ampola ao local a proteger;

$d_s$  - distância da fonte de radiação secundária (paciente) ao local a proteger;

$d_L$  - distância da cúpula da ampola ao local a proteger;

$d_F$  - distância da ampola à fonte de radiação secundária.

Ilustração 18 – Representação, no plano vertical da sala de radiodiagnóstico, das distâncias  $d_p$ ,  $d_s$ ,  $d_L$ ,  $d_F$ , e  $d_{NCRP}$ .

Para a elaboração destes cálculos de dimensionamento, este relatório considera a Carga de Trabalho Semanal ( $W$ ), ponderada pelo Factor de Uso ( $U$ ) da barreira e pelo Factor de Ocupação ( $T$ ) da área a proteger, previamente discutidos.

Para além do anteriormente referido, é ainda tido em linha de conta a energia da radiação, a tensão média a aplicar à ampola [ $kVp$ ], a classificação da área a proteger e as distâncias da ampola ao local a proteger ( $d_p$ ), para as barreiras primárias, e no caso das barreiras secundárias, as distâncias do paciente ao local a proteger ( $d_s$ ) ou da cúpula da ampola ao local a proteger ( $d_L$ ) (Ilustração 17 e Ilustração 18).

Em qualquer caso, e tendo em vista o Princípio Custo/Benefício, a metodologia do NCRP assume que o indivíduo localizado na área a proteger, permanece sempre a uma distância mínima de 0,3 m da parede, 1,7 m abaixo do chão da zona irradiada e a 0,5 m acima do tecto (Ilustração 17 e Ilustração 18), a estas distâncias nomeamos de  $d_{NCRP}$ .

Deste modo, as distâncias  $d_p$ ,  $d_s$  e  $d_L$  são sempre uma soma das distâncias da fonte de radiação (primária ou secundária) à barreira de protecção, da espessura da própria barreira e da distância  $d_{NCRP}$  acima descrita.

O indivíduo colocado fora da sala de radiodiagnóstico, para a orientação da ampola indicada na Ilustração 17, precisará de protecção contra o feixe de radiação primário, apresentando uma distância entre a fonte de radiação primária e o local onde se encontra igual  $d_p$ . O Técnico de Radiologia, colocado atrás da consola de trabalho, precisará de protecção em relação à radiação secundária e de fuga, apresentando uma distância da fonte de radiação secundária igual a  $d_s$  e da fonte de radiação de fuga igual a  $d_L$ .

## 5.2.1 Radiologia Geral

### 5.2.1.1 Barreira Primárias

Como já anteriormente referido, para determinar a quantidade de radiação produzida numa determinada sala de exame é recomendado o uso do Kerma no ar.

Assim, define-se  $K_0$  como sendo o Kerma no ar devido à radiação primária, por unidade de carga semanal a 1 m de distância da fonte, a trabalhar com um potencial kVp, cujos valores dependerão do tipo de gerador, do material que constitui o ânodo, do seu ângulo e da filtração existente. Sabendo a carga de trabalho do tubo em função do potencial utilizado ( $W$ ), a Taxa de Kerma no ar para a radiação primária, sem qualquer atenuação, a 1 m de distância da fonte ( $K_p^1$ ), é dada por:

$$K_p^1 = K_0 \cdot W \quad [\text{mGy/sem}] \quad (5.1)$$

A uma distância  $d_p$  do foco da ampola de raios X, e aplicando a lei do inverso do quadrado da distância, o total do Kerma no ar, devido à radiação primária ( $K_p$ ), ponderado pelo Factor de Uso ( $U$ ) da barreira, é:

$$K_p = \frac{K_p^1 \cdot U}{d_p^2} \quad [\text{mGy/sem}] \quad (5.2)$$

Atrás da barreira de protecção de espessura  $x_{\text{tot}}$ , cuja transmissão para o feixe de radiação primário a este potencial é  $B_p$ , o Kerma no ar, devido à radiação primária, pesado pelo Factor de Ocupação ( $T$ ) da área a proteger, é:

$$K_p = \frac{K_p^1 \cdot T \cdot U}{d_p^2} \cdot B_p \quad [\text{mGy/sem}] \quad (5.3)$$

### 5.2.1.2 Barreiras Secundárias

O cálculo da espessura das barreiras secundárias é realizado em duas fases: uma, avaliando-se a espessura do material de protecção necessário para reduzir os níveis de radiação dispersa pelo paciente a valores aceitáveis; e a outra, relativa à radiação de fuga.

#### ➤ Radiação Dispersa

A intensidade do feixe de raios-X disperso pelo paciente depende de vários factores, tais como: o ângulo de dispersão  $\theta$  (definido entre a direcção do feixe de radiação primário e a direcção da área a proteger), o número de fótons primários incidentes no paciente, a energia do feixe primário e a sua colimação. Assumindo que o número de fótons primário incidentes no paciente varia de forma linear com o tamanho do campo de radiação, para valores fixos de tensão [kVp] e produto corrente – tempo de exposição [mA·s], e para uma colimação também fixa, a intensidade da radiação dispersa depende da distância entre a fonte de radiação primária e o paciente.

Considerando um feixe de radiação primário a incidir numa área de  $1 \text{ cm}^2$  do paciente, o Kerma no ar primário a 1 m da fonte a trabalhar com um potencial kVp, é  $K_p^1$ . Deste modo, o Kerma no ar, devido à radiação dispersa (*scattered*), a 1 m do centro do paciente ( $K_s^1$ ) e a um ângulo de dispersão  $\theta$ , é:

$$K_s^1 = K_p^1 \cdot a_1 \times 10^{-6} \quad [\text{mGy/sem}] \quad (5.4)$$

sendo  $a_1$  o factor de dispersão da radiação em função do ângulo por unidade de área a 1 m de distância do paciente. Este factor define-se como a razão entre o Kerma no ar devido à radiação dispersa e o da radiação primária, dividida pelo tamanho do campo de radiação a 1 m de distância do feixe primário, ver Anexo 1 [Trout e Kelley, 1972]; [Simpkin e Dixon, 1998].

Para um intervalo de energias entre 50 e 150 keV, este factor de dispersão da radiação é dado por:

$$a_1 = 1,6 \times 10^{-2} + 8,4 - 1,1 \times 10^{-1} \cdot \theta + 9,8 \times 10^{-4} \cdot \theta^2 + 1,7 \times 10^{-6} \cdot \theta^3 \quad [\text{cm}^{-2}] \quad (5.5)$$

Para o ângulo de dispersão, aceita-se a simplificação de 90° para todos os valores de  $\theta$ , excepto quando relativos ao chão e ao tecto das salas de radiodiagnóstico, onde os valores serão, respectivamente, de 20° e 140°. Utilizam-se 90° para as restantes barreiras de protecção pois, para um indivíduo colocado a uma certa distância da fonte de radiação, ângulos de dispersão maiores ou menores que 90° poderiam induzir a que a radiação dispersa produzida não alcançasse o indivíduo.

A uma distância  $d_s$  do centro do paciente, o Kerma no ar devido à radiação dispersa é proporcional a  $d_s^{-2}$ .

Como já foi referido, assume-se que o Kerma no ar devido à radiação dispersa varia linearmente com o tamanho do campo de radiação primário. Assim, se o tamanho do campo de radiação primário incidente sobre o paciente for  $F$ , a uma distância  $d_F$ , o tamanho do campo de radiação a 1 m de distância do feixe primário é  $F \cdot d_F^{-2}$ .

Então o Kerma no ar, devido à radiação dispersa ( $K_s$ ), sem qualquer atenuação, à distância  $d_s$  do paciente é dado por:

$$K_s = \frac{K_p^1 \cdot a_1 \times 10^{-6}}{d_s^2} \cdot \frac{F}{d_F^2} \quad [\text{mGy/sem}] \quad (5.6)$$

Note-se que enquanto nas barreiras primárias o factor de uso é definido por  $U$ , para as barreiras secundárias este é dado por  $(1 - U)$ .

Atrás da barreira de protecção, de espessura  $x$ , transmissão  $B_p$  e factor de uso  $(1-U)$ , semelhante às barreiras primárias, o Kerma no ar devido à radiação dispersa, pesado pelo Factor de Ocupação ( $T$ ) da área a proteger é:

$$K_s = \frac{K_0 \cdot W \cdot a_1 \times 10^{-6} \cdot (1-U) \cdot T \cdot F}{d_s^2} \cdot \frac{F}{d_F^2} \cdot B_p \quad [\text{mGy/sem}] \quad (5.7)$$

➤ *Radiação de Fuga*

Segundo a regulamentação actual [DL 180, 2002], o débito máximo autorizado de radiação de fuga ( $C$ ) que um equipamento de raios-X, a funcionar nas suas condições máximas, pode apresentar, a 1 m de distância, é de 1 mGy/h.

Embora o equipamento nunca trabalhe nas condições máximas de tensão e corrente, o cálculo da quantidade de material protector da ampola necessário para confinar a transmissão da radiação de fuga aos seus limites legais, deve ser realizado com base nestes valores extremos.

A transmissão da radiação de fuga tem uma componente exponencial, uma vez que quando o espectro contínuo de radiação primária atravessa a protecção de chumbo da cúpula é filtrado, tendendo assim para um espectro discreto de altas energias e baixa intensidade [Carvalho, 2008].

Assim, segundo a metodologia utilizada a taxa de Kerma no ar devido à radiação de fuga (*leakage* -  $K_L$ ) é-nos dada por:

$$K_L = \frac{C \cdot W \cdot (1-U) \cdot T \cdot e^{\left[ \frac{-(\ln 2) \cdot x}{x_{1/2}} \right]}}{I_{\max} \cdot d_L^2} \quad [\text{mGy/sem}] \quad (5.8)$$

onde  $x_{1/2}$  é a espessura hemi-redutora (HVL) do material de uma barreira de grande atenuação, cujos valores derivam do parâmetro adaptativo  $\alpha$ , disponível no Anexo 2  $\left( x_{1/2} [\text{m, kVp}] = \frac{\ln 2}{\alpha [\text{m, kVp}]} \right)$ .

Estes parâmetros adaptativos resultam por sua vez, de ajustes realizados a valores experimentais, sendo válidos quando especificados, para equipamentos monofásicos e trifásicos com ânodo de molibdénio e tungsténio

Note-se que a equação 5.8 assume o maior valor de taxa de Kerma no ar devido à radiação de fuga, uma vez que utiliza as condições extremas de trabalho, tensão máxima ( $kVp_{max}$ ) e corrente máxima ( $I_{max}$ ).

A taxa de Kerma Total ( $K_T$ ) será a soma das contribuições da radiação primária e secundária, que se traduz por:

$$K_T = K_p + K_s + K_L \quad [mGy/sem] \quad (5.9)$$

De forma a facilitar a consulta, o Anexo 3 apresenta um resumo das variáveis e equações utilizadas neste estudo.

### 5.2.2 Tomografia Computorizada

Em termos de radiometria de uma sala de TC, apenas a radiação secundária é considerada, uma vez que a radiação primária é toda atenuada pelos detectores e o próprio material da *gantry*. No entanto, o facto de estes equipamentos utilizarem diferenças de potencial compreendidas entre 90 e 140 kVp, contribui para um aumento dos níveis de radiação dispersa produzida.

Embora estes níveis sejam na realidade, menores na direcção da *gantry*, comparativamente com aqueles observados por exemplo, ao longo do eixo da mesa de exame, o modelo utilizado neste trabalho assume uma distribuição isotrópica da radiação dispersa, a qual é facilmente reproduzida, uma vez que, neste tipo de exame, a ampola realiza sempre o mesmo trajecto em cada rotação, e a *gantry* apresenta uma posição fixa (Ilustração 19).

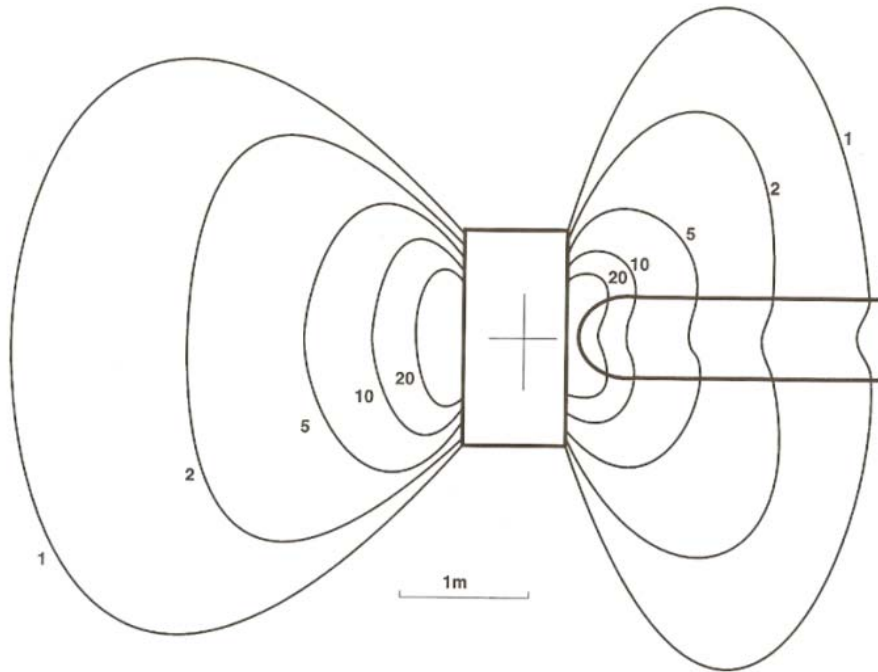
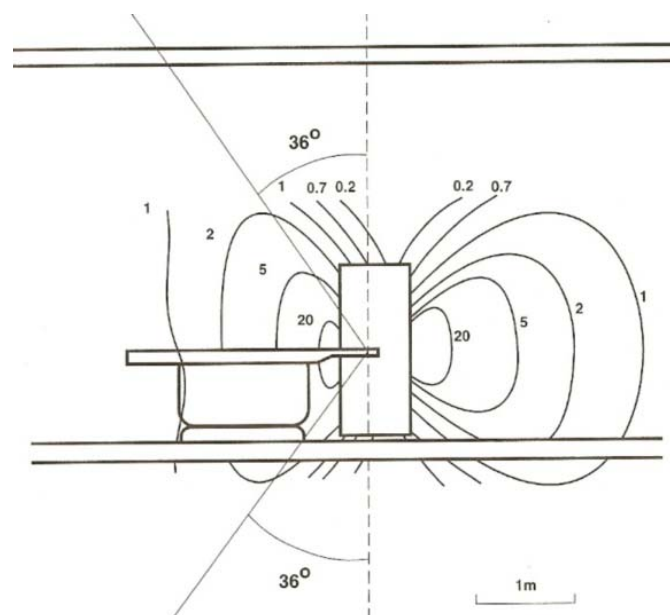


Ilustração 19 – Mapa de isodose da distribuição da radiação dispersa (em  $\mu\text{Gy}$ ) no plano horizontal, para um corte de 10 mm, realizado num fântoma de crânio, com 120 kVp e 350 mAs, adaptado à escala da referência [BIR/IPEM, 2000].

Desenhar o mapa de isodose sobre a planta da sala em estudo é de extrema utilidade, pois permite identificar quais as zonas expostas aos níveis de dose mais elevados, bem como os ângulos e direcções mais críticas.

Estes mapas são normalmente apresentados em dois planos: o horizontal e o vertical (Ilustração 20).

(a)



(b)

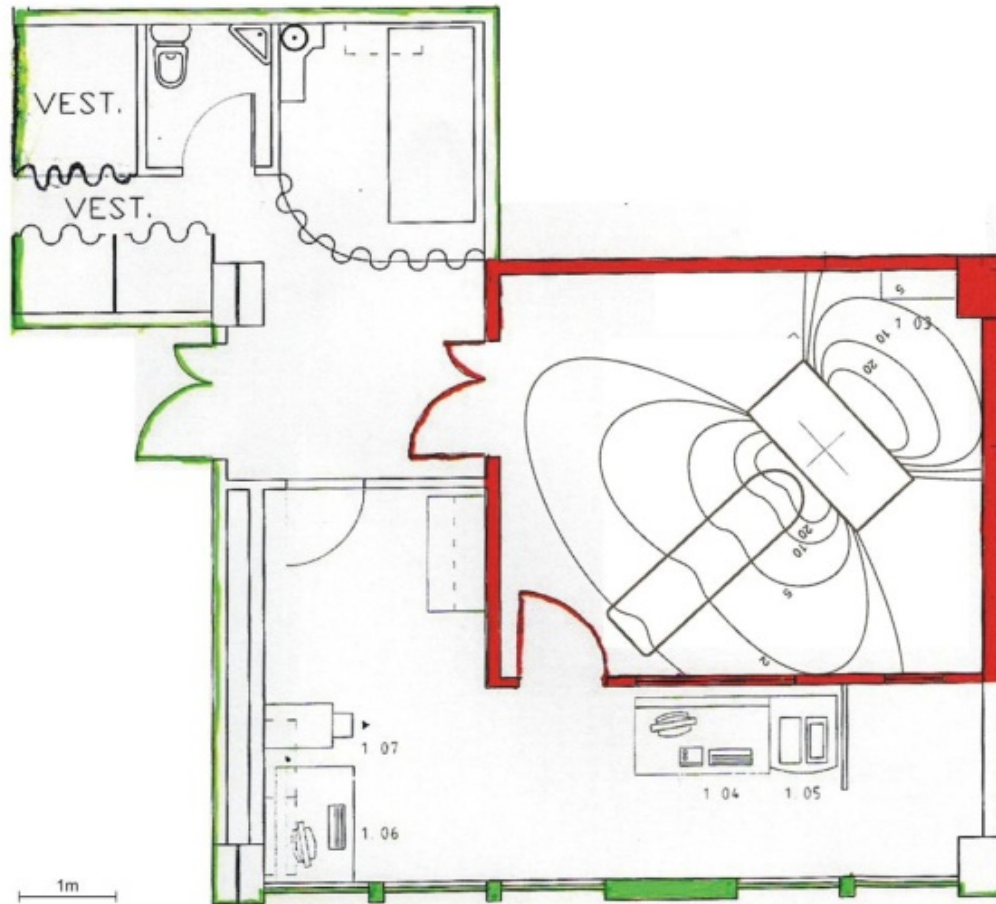


Ilustração 20 – Desenho do mapa de isodose à escala da sala de TC (em  $\mu\text{Gy}$ ) (a) mapa do plano vertical para um corte de 10 mm, realizado num fãntoma de corpo, com 120 kVp e 250 mAs (b) mapa no plano horizontal para um corte de 10 mm, realizado num fãntoma de crãnio, com 120 kVp e 350 mAs, adaptado da referênciã [BIR/IPEM, 2000].

Para um exame com  $N_r$  rotações, a taxa de Kerma no ar devido à radiação secundária, a 1 m de distância ( $K_{\text{sec}}^1$ ) de um dado diâmetro de um fãntoma, é proporcional ao integral da Dose absorvida acumulada  $D(z)$  ao longo da direcção axial  $z$ , ou seja, ao integral de dose linear DLI [Dixon, 2003].

$$K_{\text{sec}}^1 = k \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz = k \cdot \text{DLI} = k N_r \int_{-\infty}^{+\infty} f(z) dz \quad [\text{mGy}] \quad (5.10)$$

sendo  $k$  a constante de proporcionalidade e  $f(z)$  o perfil de dose resultante de uma única rotação, sem movimento do fãntoma.

O  $CTDI_{100}$ , ou seja, o índice de dose em TC, medido durante um única rotação utilizando uma câmara de ionização de 10 cm (100 mm) de comprimento, em unidades de Kerma no ar, é definido como [EC, 1999]; [IEC, 2002]:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T_b} \int_{-5cm}^{+5cm} f(z) dz \quad [mGy] \quad (5.11)$$

onde  $T_b = nT_n$ , sendo  $n$  o número de cortes por rotação e  $T_n$  a sua largura.

Assim, o Kerma no ar por paciente a 1 m pode ser expresso da seguinte forma:

$$K_{sec}^1 = k \cdot DLI \approx k \cdot Nr \cdot T_b \cdot CTDI_{100} \quad [mGy] \quad (5.12)$$

onde o DLI é similar ao Produto Dose - Comprimento (DLP), mas referindo-se apenas a um único eixo no fântoma, o central ou o periférico.

O Kerma no ar pode ainda ser expresso em termos do comprimento da área examinada no paciente  $L = Nr b$ , sendo o avanço da mesa por rotação ( $b = vt$ )

e o *pitch*  $p = \frac{b}{T_b}$ .

$$K_{sec}^1 = k \frac{L}{p} CTDI_{100} \quad [mGy] \quad (5.13)$$

Tendo por base os cálculos e medições efectuadas no relatório nº 147 do NCRP, a fracção da radiação dispersa por centímetro ( $k$ ) para o crânio e para o corpo são:

$$k_{crânio} = 9 \times 10^{-5} \quad [cm^{-1}] \quad (5.14a)$$

$$k_{corpo} = 3 \times 10^{-4} \quad [cm^{-1}] \quad (5.14b)$$

Assim, sabendo que o

$$DLP = CTDI_{vol} L \quad [mGy \cdot cm] \quad (5.15)$$

E que o

$$CTDI_{vol} = \frac{1/3 CTDI_{100,centro} + 2/3 CTDI_{100,periferia}}{p} \quad [mGy] \quad (5.16)$$

que o comprimento da área examinada no paciente é dado por:

$$L = Nr b \quad [cm] \quad (5.17)$$

e assumindo que o  $CTDI_{100}$  para o eixo periférico do corpo do fântoma é o dobro do eixo central e que o  $CTDI_{100}$ , para esses dois eixos, é igual no fântoma de cabeça, temos que:

$$K^1_{sec}(\text{crânio}) = k_{crânio} DLP \quad [mGy/exame] \quad (5.18a)$$

$$K^1_{sec}(\text{corpo}) = 1,2 \cdot k_{corpo} DLP \quad [mGy/exame] \quad (5.18b)$$

Presentemente, surge a percepção de que a fracção de radiação dispersa por centímetro ( $k$ ) para o crânio e para o corpo pode variar significativamente, consoante o tipo/marca/modelo de equipamento de TC utilizado.

Um estudo de 2006 [Larson, 2006], baseado em 10 modelos diferentes de equipamentos de TC, de 3 marcas distintas, demonstrou que a fracção de radiação dispersa por centímetro para o crânio ( $k_{crânio}$ ) pode variar de  $5,6 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$  a  $1,1 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$  e que, para o corpo ( $k_{corpo}$ ), este valor pode ir de  $3,2 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$  a  $5,5 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ . Desta forma concluiu-se que, para a sala e os equipamentos estudados neste caso, a utilização dos valores fixos de  $k$ , recomendados pelo relatório nº 147 do NCRP, podem levar a cálculos de espessuras de barreiras de protecção com menos cerca de 0,2 mm de

espessura, no caso extremo, comparativamente aquela que seria calculada recorrendo à utilização de valores de k do próprio equipamento. Cálculos similares para o chão obtiveram um valor subestimado máximo de 1,2 cm de espessura.

No presente trabalho serão utilizados os dois valores de k aqui apresentados, para o crânio e para o corpo, para posterior comparação.

Nos cálculos radiométricos é necessário ter ainda em consideração o uso de agentes de contraste endovenosos nos exames de TC.

Nestes casos, a mesma região anatómica é irradiada duas vezes, fazendo-se uma primeira passagem simples, isto é, sem contraste endovenoso, e posteriormente, uma outra após a administração do contraste, o que irá duplicar o valor do DLP do exame.

No presente trabalho, e tendo por base a estatística do Hospital de Faro, assume-se que 40% de todos os procedimentos de corpo são repetidos devido à administração de meios de contraste endovenosos, o que resulta num aumento de 1,4 vezes dos valores de DLP.

Relativamente aos exames de crânio, esta situação não se verifica, observando-se uma repetição dos procedimentos em apenas 2% dos casos, valor que pode ser desprezado.

### *5.2.3 Modelo de Archer*

A transmissão  $B(x)$  de um feixe de raios-X através de uma barreira de protecção, de espessura  $x$  de um dado material  $m$ , é definida [NCRP, 2004] como a razão do Kerma no ar do feixe de radiação de uma área protegida ( $K(x)$ ) sobre o de uma área não protegida ( $K(0)$ ):

$$B(x) = \frac{K(x)}{K(0)} \quad (5.19)$$

O modelo de Archer, publicado em 1983, é o modelo matemático que, até à data, melhor descreve a transmissão (B) do feixe não monoenergético de raios X através de uma grande variedade de materiais utilizados na protecção das instalações radiológicas, surgindo como uma alternativa ao cálculo da transmissão quando não se tem informação sobre os valores de Kerma no ar antes e depois das barreiras [Archer, 1983].

Segundo este modelo, a transmissão do feixe de raios-X através dos vários materiais é dada por:

$$B = \left[ \left( 1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha \cdot \gamma \cdot x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}} \quad (5.20)$$

sendo x a espessura do material de protecção e  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  os parâmetros adaptativos que, como já referido anteriormente, dependem do material que constitui a barreira e do potencial aplicado ao tubo de raios X. Neste modelo, estes parâmetros são apresentados, em intervalos de 5 kV, para materiais como o chumbo, o betão, o gesso cartonado (pladur), o ferro, o vidro e a madeira, valores adicionais foram posteriormente apresentados por Sutton para o tijolo e a barita [Sutton, 2000; Sutton 2005].

Esta equação pode também ser resolvida para a espessura x em função da transmissão B:

$$x = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right) \quad [\text{mm}] \quad (5.21)$$

Por norma, para o cálculo das barreiras primárias, assume-se que o feixe de radiação primário não sofre nenhum tipo de atenuação antes de atingir as barreiras.

No entanto, a intensidade do feixe é substancialmente reduzida devido à atenuação por parte do paciente, do receptor de imagem e das estruturas que o suportam.

Por outro lado, dependendo das incidências realizadas e do biótipo do paciente, nem sempre o feixe de radiação é atenuado por este, podendo incidir directamente no receptor de imagem.

Frequentemente, uma aproximação segura é ignorar a atenuação provocada pelo paciente, considerando apenas aquela realizada pelo receptor de imagem e estruturas que o suportam.

A atenuação realizada por estes dispositivos pode ser expressa como um equivalente de chumbo de um material de protecção.

Esta espessura equivalente de material pré-protector é designada por  $X_{pre}$ , e quando considerada, deverá ser subtraída à espessura da barreira primária obtida, quando se assumiu que o feixe da radiação primária atingia directamente a barreira.

Os valores desta espessura pré-protectora, estão representados na Tabela 13, e presumem-se válidos para todo o intervalo de energias utilizado em radiodiagnóstico.

Dispositivo	$X_{pre}$ [mm]		
	Chumbo	Betão	Aço
Receptor de imagem da mesa bucky ou potter vertical (atenuação pela grelha, IP, e estruturas de suporte do receptor de imagem)	0,85	72	7
Parede lateral (atenuação apenas pela grelha e pelo IP)	0,3	30	2

Tabela 13 – Espessura equivalente do material pré-protector ( $X_{pre}$ ) [Dixon, 1994].

No caso particular de uma unidade de TC, é ainda de salientar que a transmissão da radiação secundária é superior àquela observada na Radiologia Convencional, mesmo quando se trabalha com o mesmo potencial, pois aqui existe uma filtração adicional do feixe de radiação primária.

### **5.3 Recursos Técnicos**

As medições do presente trabalho, nomeadamente na validação do Modelo de Archer, medição do Kerma no ar antes e depois das barreiras, medição do rendimento dos tubos, entre outras, foram realizadas com o auxílio de vários equipamentos.

Para a medição da transmissão da radiação através das barreiras utilizaram-se as ampolas de raios-X do equipamento de Radiologia Convencional, do equipamento móvel, e duas fontes radioactivas, uma de Césio-137 e outra de Cobalto-57. Para a detecção da dose transmitida utilizou-se o sistema “Unfors Xi”, com um detector semiconductor, e um detector de cintilação de iodeto de sódio, consoante a fonte utilizada.

Na medição do Kerma no ar foram utilizadas duas câmaras de ionização diferentes, uma plana e outra em forma de lápis, associadas a um electrómetro, ou o sistema “Unfors Xi”, constituído por uma base e um detector.

No caso específico da TC foram ainda utilizados fântomas de crânio e corpo.

Todos estes instrumentos são caracterizados seguidamente.

#### **5.3.1 Sistema NaI – $^{137}\text{Cs}$**

Para determinar a transmissão da radiação através das barreiras de protecção testou-se um primeiro sistema de medição constituído por uma fonte de Césio-137 que emite radiação gama com energia de 662 keV, e uma outra

fonte de Cobalto-57 que emite uma radiação gama a 122 keV, tendo os raios gama um maior poder penetrante.

Para a detecção da radiação gama usou-se o cristal de iodeto de sódio activado com tálio NaI(Tl) acoplado opticamente a um fotomultiplicador. A grande vantagem do cristal NaI(Tl) é o facto de possuir um elevado número atómico de Iodo com elevada densidade ( $3,667 \text{ g/cm}^3$ ), o que permite uma maior eficiência de detecção, particularmente quando se mede a transmissão através de barreiras muito densas, como por exemplo a parede, que têm uma taxa de absorção mais elevada, originando feixes de baixa intensidade.

Este detector funciona com alta tensão estando ligado a um pré-amplificador e a um amplificador e posteriormente, a um analisador multicanal de tensão, onde é feita a leitura da intensidade e energia medidas (Ilustração 21).

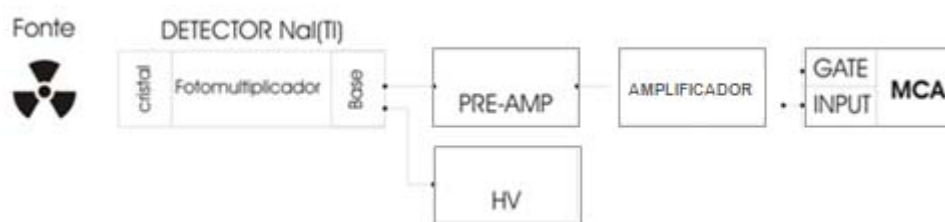


Ilustração 21 – Esquema de montagem do sistema detector de iodeto de sódio / analisador multicanal.

### 5.3.2 Câmaras de Ionização

Para as medições do Kerma no ar utilizaram-se duas câmaras de ionização, uma plana e outra tipo lápis.

A câmara de ionização plana pode ser utilizada na medição de doses em equipamentos de Radiologia Convencional, Radiologia Dentária, Fluroscopia ou Mamografia. Já a câmara de ionização tipo lápis é utilizada nas medições de dose dos equipamentos de TC.



Ilustração 22 – Câmara de ionização plana.

A câmara de ionização plana (Ilustração 22) utilizada tem  $1 \text{ cm}^3$  e está calibrada para trabalhar com energias compreendidas entre os 20 keV e os 150 keV, podendo ser colocada à frente ou atrás do paciente/barreira.

<b>Câmara de Ionização Plana PTW</b>	
Modelo	77334
Dimensões	$1 \text{ cm}^3$
Intervalo de Energia	20 a 150 keV
DDP máxima	110 V
Massa superficial	$7,1 \text{ mg/cm}^2$

Tabela 14 – Especificações da câmara de ionização plana.

A câmara de ionização tipo lápis (Ilustração 23) é utilizada, como já foi dito, para efectuar medições de dose em unidades de TC.

A sua construção especial garante uma resposta uniforme ao longo de todo o comprimento da câmara, num intervalo de energias compreendido entre 70 a 150 keV.



Ilustração 23 – Câmara de ionização tipo lápis.

<b>Câmara de Ionização tipo Lápis PTW</b>	
Modelo	77336
Dimensões	$4,73 \text{ cm}^3$
Intervalo de Energia	70 a 150 keV
DDP máxima	100 V
Massa superficial	$120 \text{ mg/cm}^2$

Tabela 15 – Especificações da câmara de ionização tipo lápis.

No presente trabalho ambas as câmaras de ionização foram utilizadas em conjunto com um electrómetro UNIDOS E.

### 5.3.3 Electrómetro PTW UNIDOS E

O electrómetro Universal PTW UNIDOS E (Ilustração 24) é muito utilizado na rotina dosimétrica quer da Radioterapia como da Radiologia de diagnóstico, que pode ser utilizado com câmaras de ionização ou com detectores de estado sólido.



Ilustração 24 – Electrómetro Universal PTW UNIDOS E.

Este dispositivo permite medir as doses ou taxas de dose, mostrando os valores medidos em Gy, R, Gy/min, R/min ou Gy.m.

PTW UNIDOS E	
Intervalo de Taxa de Dose	0,6 mGy/min a 3000 Gy/min
Intervalo de Dose	0,1 mGy a 3,0 MGy
Diferença de Potencial	0 a +/- 400 V em incrementos de 50 V
Constante de tempo para as medições de taxa de dose	Baixa: 350 ms
	Média: 200 ms
	Alta: 200 ms
Não linearidade	<±0,5% para a dose (IEC)
	<±1,0% para a Taxa de Dose (IEC)
Estabilidade a longo termo	<± 0,5% (IEC)
Intervalo de tempo	1 a 9999 s

Tabela 16 – Especificações gerais do Electrómetro Universal PTW UNIDOS E.

### 5.3.4 Sistema Unfors Xi

A configuração básica Unfors Xi consiste em dois componentes principais: a unidade base e o detector.

A unidade base (Ilustração 25), como o nome indica, é o cerne do sistema. Apresenta três linhas alfanuméricas que exibem claramente todos os parâmetros medidos.



Ilustração 25 – Unidade base do sistema Unfors Xi.

O detector (Ilustração 26) utilizado neste sistema é um detector de estado sólido, de pequenas dimensões, que permite medir simultaneamente kVp, doses de radiação, débito de dose, taxa de dose, tempo, HVL e a forma da onda da tensão de saída.



Ilustração 26 – Detector estado sólido do sistema Unfors Xi.

<b>Sistema Unfors Xi</b>	
Sensibilidade da tensão	RF <sup>9</sup> baixa – 0,04 mA at 40 kV, 50 cm RF alta 0,8 mA at 70 kV, 50 cm
Intervalo de dose	10 nGy a 9999 Gy
Taxa de dose	RF baixa - 10 nGy/s - 1 mGy/s RF alta - 20 µGy/s - 1000 mGy/s
Intervalo de tempo de exposição	1 ms – 999 s
Intervalo de HVL	1,0 – 14,0 mm Al
Intervalo de corrente	0,2 - 2000 mA
Intervalo de corrente-tempo	0,05 - 9999 mAs
Reprodutibilidade	<0,5 %
Erro da medição	5%

Tabela 17 – Especificações gerais do sistema Unfors Xi.

### 5.3.5 Fântomas de TC

Os fântomas de TC, utilizados para a medição da dose dos exames em TC, são estruturas cilíndricas de acrílico com 15 cm de altura, que simulam partes do corpo a serem examinadas. Os fântomas de corpo e de cabeça apresentam, respectivamente um diâmetro de 32 cm e de 16 cm (Ilustração 27).



Ilustração 27 – Fântomas de corpo e de cabeça, tubos de acrílico e câmara de ionização tipo lápis utilizada.

<sup>9</sup> RF diz respeito aos sistemas que funcionam com **R**adioscopia ou **F**luoroscopia.

Cada um deles apresenta 5 orifícios na sua estrutura onde é colocada a câmara de ionização tipo lápis, de modo a se efectuarem as medições de dose, os restantes orifícios são ocupados por pequenos tubos cilíndricos de acrílico.

#### 5.4 Medições efectuadas

##### 5.4.1 Validação do Modelo de Archer

O modelo de Archer é o modelo matemático empírico que, até à data, melhor descreve a transmissão do feixe de raios X através de uma grande variedade de materiais utilizados na protecção das instalações radiológicas.

Tal como referido na introdução, um dos objectivos do presente trabalho é a aplicação deste modelo ao cálculo da transmissão da radiação através das barreiras de protecção existentes no Serviço de Radiologia do Hospital de Faro. Desta forma, conseguem-se adquirir informações precisas sobre a constituição das barreiras de protecção existentes, o que viabiliza a optimização do trabalho realizado nestas instalações, tendo em vista a carga de trabalho de cada sala.

Para o processo de validação no Hospital de Faro utilizou-se o sistema calibrado “Unfors Xi”, descrito no Capítulo 5.3, e várias placas de chumbo de espessuras distintas (Ilustração 28).

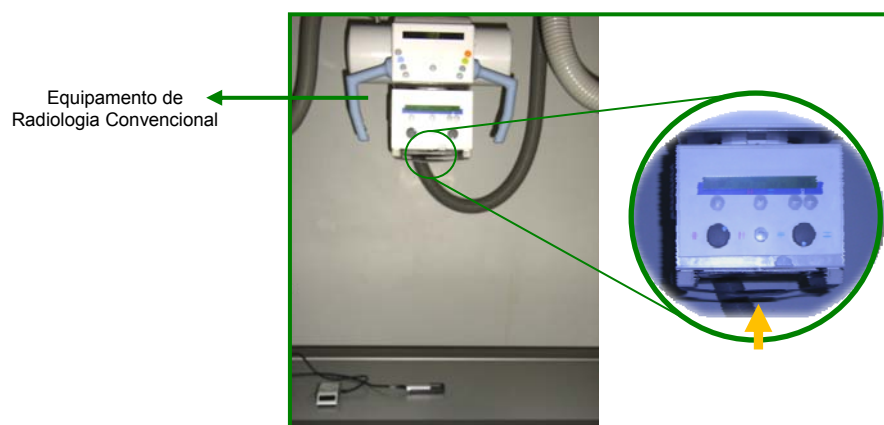


Ilustração 28 – Esquema de montagem para a validação do modelo de Archer.

Com o equipamento de Radiologia Convencional da sala de urgência, realizaram-se três exposições a 90, 100, 125 e 150 kV, mantendo-se sempre os mesmos parâmetros técnicos: 125 mA-s, com 400 ms de tempo de exposição, usando um foco grosso e uma filtração de 2,5 mm de Alumínio. A distância foco - detector manteve-se a 83 cm e o campo de radiação com um tamanho de 100 cm<sup>2</sup>.

Para cada valor de tensão aplicada ao tubo mediu-se a dose de radiação que chegava ao detector quando nenhuma barreira era interposta, comparando-se posteriormente esses valores com os outros que se obtinham quando se iam colocando as várias espessuras de chumbo entre a fonte de radiação e o detector.

Neste processo de validação, a colocação das placas de chumbo logo à saída da fonte de radiação é de especial importância, pois permite reduzir o número de fótons dispersos produzidos no chumbo que irão interagir com o detector, não contribuindo para a dose de radiação medida.

Depois de medidas as transmissões através das barreiras compararam-se os valores conseguidos com os valores teóricos propostos no modelo de Archer. A título de exemplo mostraremos os resultados obtidos a 100 kV (Tabela 18).

<b>Espessura nominal de chumbo</b>	<b><math>K_0 \pm \sigma</math></b>	<b><math>K \pm \sigma</math></b>	<b>B</b>	<b><math>X_{\text{calculado}} \pm \epsilon_r</math> (eq. 5.21)</b>
[mm]	[Gy] $\times 10^{-3}$	[Gy] $\times 10^{-3}$	-	[mm]
0,6 $\pm$ 1%	17,1 $\pm$ 0,09	1,07 $\pm$ 0,05	(6,26 $\pm$ 0,63) $\times 10^{-2}$	0,4 $\pm$ 6%
1,0 $\pm$ 1%	17,1 $\pm$ 0,09	0,09 $\pm$ 0,48	(5,45 $\pm$ 0,55) $\times 10^{-3}$	1,1 $\pm$ 3%
1,6 $\pm$ 1%	17,1 $\pm$ 0,09	0,03 $\pm$ 0,18	(1,92 $\pm$ 0,20) $\times 10^{-3}$	1,5 $\pm$ 3%
2,0 $\pm$ 1%	17,1 $\pm$ 0,09	0,00 $\pm$ 0,32	(3,14 $\pm$ 0,34) $\times 10^{-4}$	2,2 $\pm$ 2%
2,6 $\pm$ 1%	17,1 $\pm$ 0,09	0,00 $\pm$ 0,17	(1,18 $\pm$ 0,16) $\times 10^{-4}$	2,6 $\pm$ 2%
3,0 $\pm$ 1%	17,1 $\pm$ 0,09	0,00 $\pm$ 0,47	(3,64 $\pm$ 0,45) $\times 10^{-5}$	3,1 $\pm$ 2%

Tabela 18 – Valores da dose do feixe medido para as várias placas de chumbo interpostas, factor de transmissão da radiação calculado, espessura de chumbo calculado e incertezas associadas, para uma tensão de 100 kV.

Na Tabela 18 estão também contempladas as incertezas associadas às medições.

A incerteza na espessura calculada ( $\varepsilon_r$ ) engloba as incertezas referentes à preparação das amostras de chumbo no laboratório, nomeadamente durante a pesagem do material e a medição do diâmetro das placas, tendo esta um valor de 1% [Carvalho, 2008].

A incerteza de medição da dose do feixe ( $\sigma$ ) é dada em função da precisão do equipamento de medida utilizado, o Unfors Xi ( $\pm 5\%$ ), e da incerteza associada às medições, a qual é calculada através de uma propagação de incertezas.

Posteriormente, comparam-se os valores nominais, da primeira coluna da Tabela 18, com os experimentais, presentes na última coluna dessa Tabela (Ilustração 29), tendo-se obtido uma incerteza da medição para cada valor de tensão utilizado (Tabela 19).

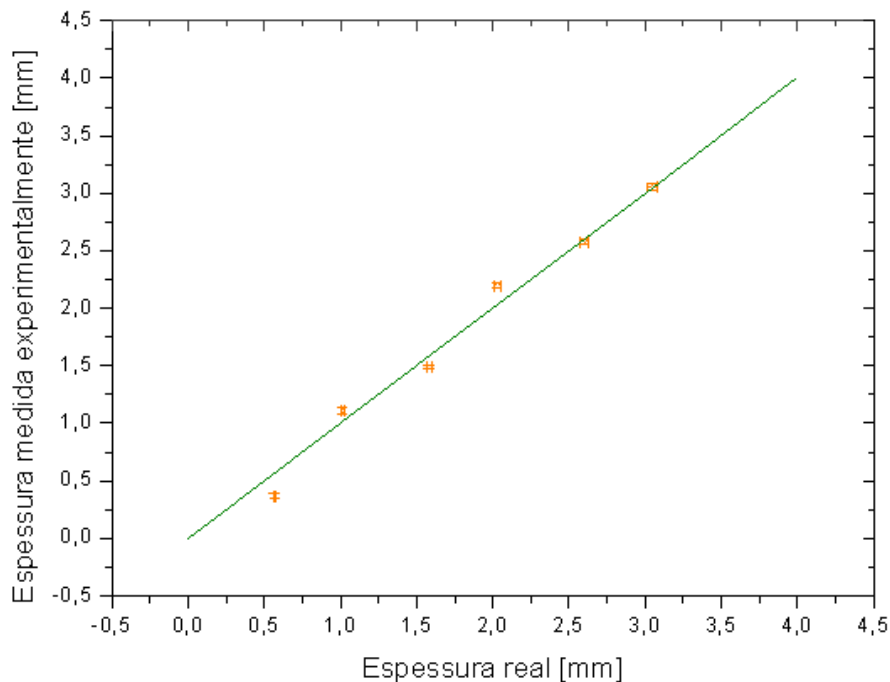


Ilustração 29 – Comparação entre as espessuras de chumbo nominais e as obtidas experimentalmente (pontos), para uma tensão de 100 kV.

A existência de uma incerteza da medição pode dever-se às diferenças da qualidade do feixe utilizado no presente trabalho e por Archer, e/ou à falta de controlo de qualidade dos equipamentos do Hospital de Faro.

De futuro, o valor destas incertezas deve ser sempre considerado aquando das medições efectuadas no Hospital de Faro, uma vez que estas nos permitem fazer um ajuste entre o valor medido e o valor real.

Tensão [kV]	Incerteza relativa
90	22%
100	10%
125	13%
150	14%

Tabela 19 – Incerteza da medição em função das tensões do tubo utilizadas, entre a espessura nominal de chumbo da barreira e a espessura calculada através da aplicação do modelo de Archer.

Analisando a Tabela 19 verifica-se que, com este sistema de medição, a incerteza obtida foi menor para uma tensão igual a 100 kV. Contudo, durante as medições realizadas, nomeadamente para a determinação do factor de transmissão das barreiras de protecção, para além desta tensão de 100 kV, validaram-se também os resultados utilizando-se um feixe de radiação mais penetrante, com 125 kV.

Assim, às medições efectuadas está associada uma incerteza de 10 ou 13%, consoante a tensão do feixe utilizado. O que significa que, para um feixe de 125 kV, se tivermos uma barreira de protecção cuja espessura mínima necessária seja equivalente a 1 mm de chumbo, então na realidade esse valor pode ir de 0,87 a 1,13 mm de chumbo.

#### ***5.4.2 Levantamento de cargas de trabalho semanal***

Em termos de protecção de uma instalação radiológica é necessário conhecer, entre outros factores referidos no capítulo 3.3, os níveis de radiação produzidos numa determinada sala de trabalho.

Segundo Simpkin [Simpkin, 1996], para a avaliação da taxa de utilização de um equipamento radiológico, deve-se considerar a carga de trabalho do

equipamento, ou seja, a distribuição dos produtos corrente – tempo de exposição (mA-s) em função da tensão (kVp) aplicada.

Para um cálculo realista das necessidades de protecção das salas radiológicas, este autor propõe que as informações referentes à quantidade de radiação utilizada sejam agrupadas em função das técnicas radiológicas estudadas, aplicadas em situações diagnósticas típicas.

No presente trabalho os factores de exposição acima referidos foram anotados pelos diferentes Técnicos de Radiologia, durante a sua rotina no serviço.

Para o número de exposições realizadas, em cada um dos procedimentos radiológicos, recorreu-se à estatística do serviço de Radiologia do Hospital de Faro.

A título de exemplo, explicaremos o procedimento adoptado para o levantamento das cargas de trabalho semanal da sala de Radiologia Convencional (Sala 2).

	Exames	Exames / semana HF	Intervalo de tensão [kV]	Intervalo de exposição [mA-s]
<b>Potter horizontal</b>	Abdómen	85	63 - 77	0,94 - 108
	Bacia	165	70 - 85	2,2 - 20,8
	Coluna Lombar	280	70 - 102	5,28 - 107
	Crânio	0	0	0
	Ombro	0	0	0
	Tórax	171	52 - 68	2,5 - 5
<b>Potter vertical</b>	Abdómen	85	63 - 93	1,07 – 55,6
	Bacia	0	0	0
	Coluna Lombar	0	0	0
	Crânio	197	64 - 75	13,1 - 15
	Ombro	174	57	1,71 – 26,6
	Tórax	291	77 - 125	0,17 – 4,77

Tabela 20 – Número de exames (referentes à estatística do serviço de Radiologia de 01-09-2006 a 30-11-2006 revisto em 2008) e condições técnicas utilizadas para os exames realizados na sala de Radiologia Convencional (sala 2).

Recorrendo-se aos dados apresentados pelo serviço de Radiologia foi possível obter o número e tipo de exames realizados nesta sala de trabalho (Anexo 4), tendo sido ainda necessário discriminar a percentagem de exposições efectuadas na direcção do potter horizontal e vertical. Informação esta que se obteve através do acompanhamento do quotidiano de diferentes Técnicos de Radiologia a trabalhar nesta sala. De forma semelhante, obtiveram-se os dados relativos às tensões e correntes utilizadas em cada procedimento (Tabela 20).

Tendo por base a Tabela 20, é possível chegar ao valor da carga de trabalho semanal, que como já vimos é o principal parâmetro na determinação factual da espessura necessária para que determinado material consiga atenuar a radiação X produzida (Tabela 21).

O cálculo da tensão média tem por base o número de exames efectuados e o produto corrente - tempo médio, obtido para cada valor de tensão.

	<b>Carga de trabalho semanal</b> [mA·min / semana]	<b>Tensão média</b> [kV]
<b>Potter horizontal</b>	204	70
<b>Potter vertical</b>	74	80

Tabela 21 – Valores de carga de trabalho semanal e tensão média utilizada, para o potter horizontal e para o vertical da sala de Radiologia Convenciona (Sala 2).

A Tabela 22 resume os resultados obtidos para todas as salas de radiodiagnóstico estudadas no presente trabalho.

<b>Sala</b>		<b>Carga de trabalho semanal</b> [mA·min / semana]	<b>Intervalo de tensão</b> [kV]	<b>Tensão média</b> [kV]
<b>Convencional</b>	<b>Potter horizontal</b>	204	52 - 102	70
	<b>Potter vertical</b>	74	57 - 125	80
<b>Mamografia</b>	-	181	25 - 35	30
<b>R&amp;F</b>	<b>Grafia</b>	2	69 - 114	90
	<b>Escopia</b>	24	68 - 103	80

Tabela 22 – Valores de carga de trabalho semanal e tensão média utilizada, para cada sala de trabalho.

As Ilustrações 30, 31, 32 e 33 apresentam as distribuições de cargas de trabalho em função da tensão utilizada, na Radiologia Convencional em geral, no caso particular das radiografias do tórax, nos exames de mamografia e na fluoroscopia.

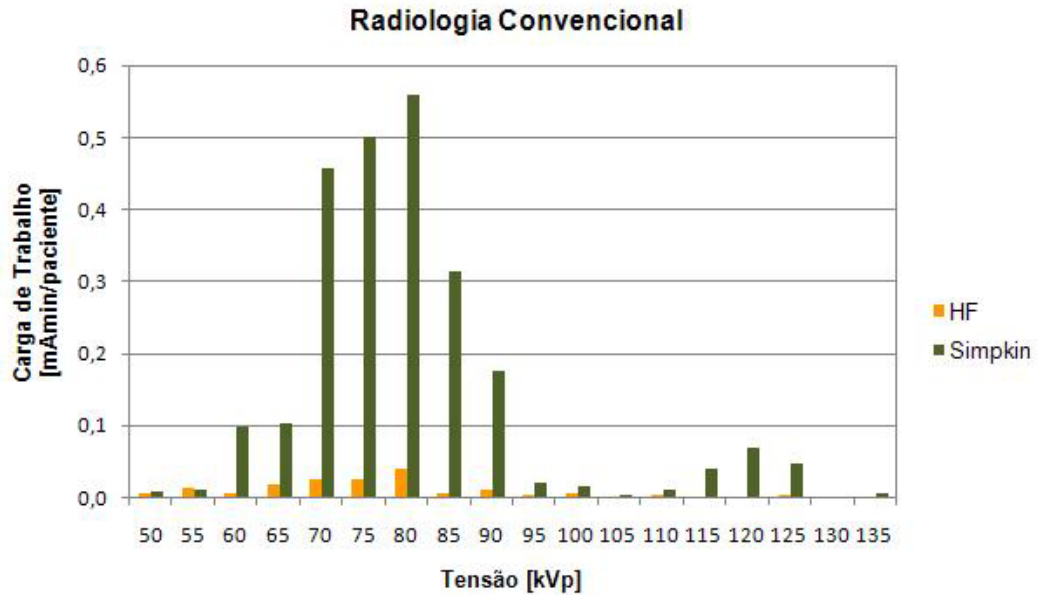


Ilustração 30 – Comparação dos valores da distribuição das cargas de trabalho em função da tensão aplicada na Radiologia Geral.

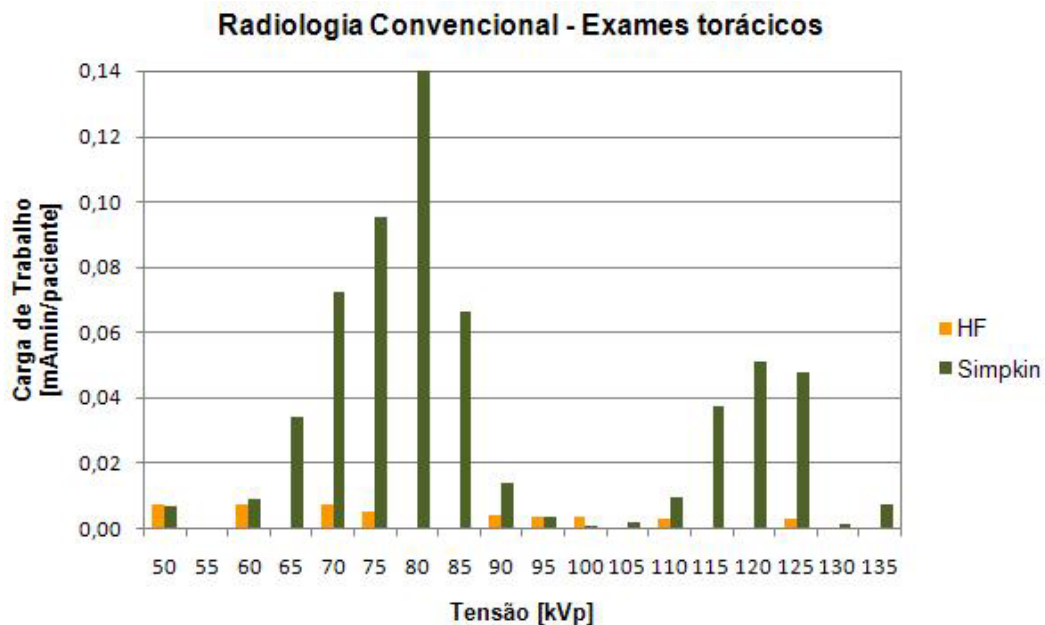


Ilustração 31 - Comparação dos valores da distribuição das cargas de trabalho em função da tensão aplicada nas radiografias do tórax.

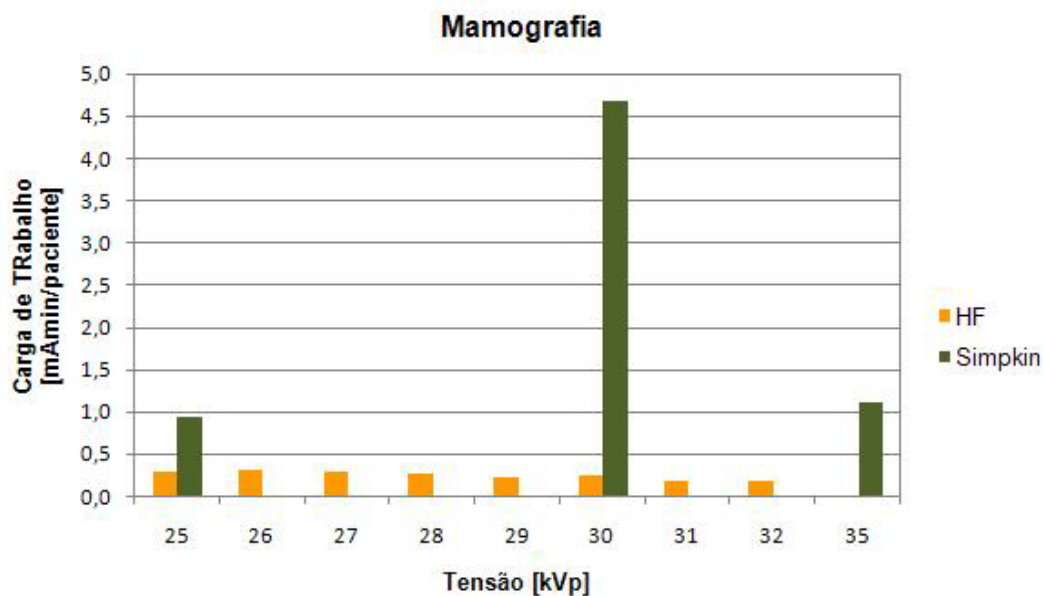


Ilustração 32 – Comparação dos valores da distribuição das cargas de trabalho em função da tensão aplicada na Mamografia.

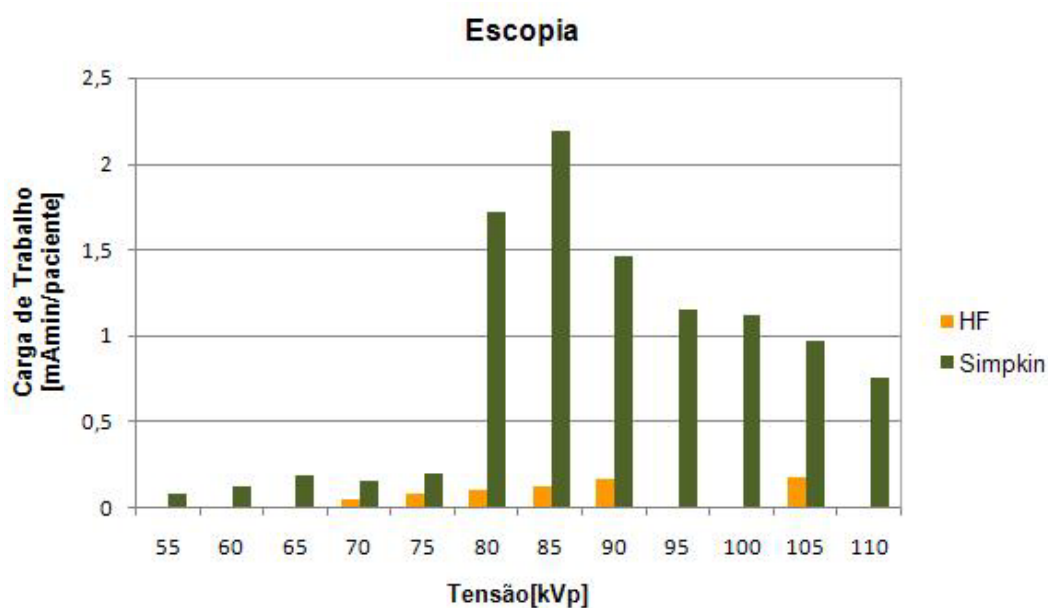


Ilustração 33 – Comparação dos valores da distribuição das cargas de trabalho em função da tensão aplicada para a sala de Fluoroscopia.

Estas figuras mostram ainda uma comparação entre os valores do presente trabalho e os de Simpkin, retirados do relatório 147 do NCRP, páginas 35-36. Os dados deste autor foram obtidos através de um inquérito americano, em 1996, onde se avaliaram as distribuições de carga de trabalho em função da tensão utilizada e factores de utilização, utilizando-se dados fornecidos pela

*American Association of Physicists in Medicine Diagnostic X-Ray Imaging Committee Task Group N° 9 (AAPM TG9).*

Pela observação dos gráficos apresentados verifica-se que os valores das distribuições de carga de trabalho obtidas no presente trabalho são sistematicamente inferiores aos de Simpkin.

Esta diferença pode estar relacionada com o facto de no Hospital de Faro, se utilizarem equipamentos com exposimetria automática, mas deve-se sobretudo ao modo de aquisição das imagens (convencional vs digital).

Assim, enquanto no estudo de Simpkin a aquisição das imagens era realizada de forma convencional, recorrendo-se ao filme radiográfico, no Hospital de Faro essa aquisição é digital, utilizando-se um IP.

Como referido no capítulo 4.5, uma das principais vantagens da aquisição digital é a capacidade de redução das exposições utilizadas devido à possibilidade de pós-processamento das imagens.

Por outro lado, e principalmente na Mamografia, verifica-se que a gama de tensões utilizadas é mais ampla no Hospital de Faro, comparativamente aos resultados obtidos por Simpkin, o que se pode relacionar ao uso da OAP (Optimização Automática de Parâmetros) neste tipo de exames, onde o próprio equipamento faz a selecção dos parâmetros adequados para a exposição consoante a espessura e densidade da mama a examinar.

Tipo de Sala	Carga de trabalho por paciente		Número de pacientes por semana		Carga de trabalho por semana	
	[mA.min/paciente]				[mA.min/semana]	
	PT	Simpkin	PT	Simpkin	PT	Simpkin
<b>Radiologia Geral</b>	0,16	2,5	1447	160	225	400
<b>Tórax</b>	0,04	0,22	462	400	20	88
<b>Mamografia</b>	2,0	6,7	93	160	181	1072
<b>R&amp;F (Escopia)</b>	1,4	13	17	30	24	390
<b>R&amp;F (Grafia)</b>	0,1	1,5	17	40	2	60

Tabela 23 – Resultados da avaliação das cargas de trabalho por tipo de sala de Radiologia. A coluna PT apresenta os dados obtidos para o presente trabalho, enquanto a coluna Simpkin mostra os dados apresentados por este autor, retirados do relatório 147 do NCRP, página 40.

A Tabela 23 apresenta os valores médios de carga de trabalho por paciente, o número médio de pacientes por semana e a carga de trabalho média semanal, para cada técnica radiológica avaliada no presente trabalho, comparando-os novamente com os valores observados por Simpkin, uma vez que quando não existe informação sobre a carga de trabalho semanal, o NCRP recomenda a utilização dos valores de Simpkin.

Na Tabela 24 faz-se ainda uma comparação entre as tensões médias utilizadas no Hospital de Faro e no estudo de Simpkin.

Tipo de Sala	Tensão média utilizada [kVp]	
	PT	Simpkin
<b>Radiologia Geral</b>	80	80
<b>Tórax</b>	80	90
<b>Mamografia</b>	30	30
<b>R&amp;F (Escopia)</b>	80	100
<b>R&amp;F (Grafia)</b>	90	90

Tabela 24 – Resultados da avaliação das tensões médias utilizadas. A coluna PT apresenta os dados obtidos para o presente trabalho, a coluna Simpkin mostra os dados apresentados por este autor.

Analisando os valores da Tabela 23 e 24 verifica-se que, embora as tensões médias sejam semelhantes, as cargas de trabalho por paciente e semanais apresentadas neste estudo são muito inferiores aos valores de Simpkin.

A explicação para tal acontecimento é a apresentada anteriormente com relevância para o modo de aquisição de imagens, a utilização de equipamentos de exposimetria automática e possivelmente, as diferenças anatómicas entre os indivíduos dos dois estudos, entre outras.

#### *5.4.3 Determinação dos Factores de Transmissão das Barreiras de Protecção*

Para se conseguir aceder ao nível de protecção de uma determinada instalação radiológica, é necessário avaliar a adequação das barreiras de protecção aí existentes.

Nesta avaliação deve-se verificar se a espessura da barreira, em equivalente de chumbo ou em qualquer outro material de protecção, se encontra adaptada à situação actual, tendo em vista a carga de trabalho semanal da sala e os limites legais propostos para as áreas envolventes.

Esta análise pode ser realizada através de uma inspecção visual, normalmente durante a fase de construção, ou por medição directa da transmissão da radiação através de cada uma das barreiras de protecção.

No presente trabalho, a espessura das barreiras foi obtida através da consulta das plantas à escala do serviço de Radiologia, facultadas pelo Serviço de Instalações e Equipamentos do HF E.P.E, e para a sua constituição, optou-se por determinar o factor de transmissão das barreiras. Sabe-se que as paredes de todas as salas de radiodiagnóstico são de alvenaria de tijolo revestidas com massa de barita, e que as portas e os biombos são reforçados por chumbo.

Inicialmente, utilizou-se uma fonte de raios-X (o equipamento de Radiologia móvel – Anexo 5) e o sistema calibrado “Unfors Xi” para a detecção da radiação, medindo-se as taxas de Kerma no ar antes e depois das barreiras consideradas. Realizaram-se três exposições, com o equipamento de Radiologia Convencional móvel para facilitar o acesso às barreiras de protecção, de modo que o feixe de radiação primário incidisse, de forma colimada, sobre a câmara de ionização, mantendo-se sempre a mesma distância ampola – detector antes e depois das barreiras. Efectuaram-se exposições a 100 kV e 100 mA·s.

Depois de conhecido os factores de transmissão da radiação, e recorrendo-se à equação 21, calculou-se a espessura mínima das barreiras, em material equivalente de chumbo. Os valores encontrados estão expostos na Tabela 25.

Barreira	Material	$K_0$	K	$B_{exp}$	X (Pb)
		[mGy]	[mGy]	-	[mm]
Parede	Tijolo + Barita	$4,18 \times 10^1$	$9,55 \times 10^{-2}$	$2,28 \times 10^{-2}$	$1,6 \pm 10\%$
Consola	Vidro + Chumbo	$3,48 \times 10^1$	$4,78 \times 10^{-2}$	$1,38 \times 10^{-3}$	$1,8 \pm 10\%$
Biombo	Chumbo	$3,40 \times 10^1$	$3,31 \times 10^{-2}$	$9,75 \times 10^{-4}$	$2,0 \pm 10\%$
Porta 10	Madeira + Chumbo	$1,66 \times 10^1$	$3,39 \times 10^{-2}$	$2,05 \times 10^{-3}$	$1,7 \pm 10\%$
Porta 4	Madeira + Chumbo	$3,49 \times 10^1$	$8,71 \times 10^{-2}$	$2,50 \times 10^{-3}$	$1,6 \pm 10\%$

Tabela 25 – Taxa de Kerma no ar antes ( $K_0$ ) e depois (K) das barreiras de protecção (ver Ilustração 40), factores de transmissão da radiação através das barreiras ( $B_{exp}$ ) e espessura mínima da barreira em equivalente de chumbo ( $X_{min}$  (Pb)), para uma tensão de 100 kV.

Seguidamente, validaram-se os resultados alcançados recorrendo-se a feixes mais energéticos, o que traria vantagens a nível da medição da transmissão da radiação em barreiras de maior atenuação, como no caso das paredes.

Assim, a título experimental realizaram-se novas medições recorrendo a fontes de maior poder penetrante, como o Césio-137 que emite radiação gama a 662 keV e o Cobalto-57 que emite radiação gama a 122 keV, associadas a um detector de cintilação de iodeto de sódio ligado a um analisador multicanal de tensão, já descrito anteriormente.

O sistema de detecção utilizado conta o número de fótons gama que o atingem e o tempo decorrido durante essa contagem, obtendo-se posteriormente o valor da intensidade da radiação.

No presente trabalho, efectuaram-se contagens, durante 300 s, antes e depois das barreiras de protecção, mantendo-se uma distância fixa fonte – detector de 40 cm.

Todavia, para medir a intensidade de uma fonte radioactiva é necessário ter em consideração a radiação natural existente no meio ambiente, a qual designamos de radiação de fundo. Por forma a corrigir o valor da contagens adquiridas mediu-se a intensidade dessa radiação na ausência da fonte

radioactiva, cujo valor foi subtraído às contagens iniciais, obtendo-se o valor real da intensidade da fonte.

A leitura das contagens é seguidamente realizada por um analisador multicanal de tensão, sendo posteriormente visualizada sob a forma de um espectro de energia semelhante ao da Ilustração 34.

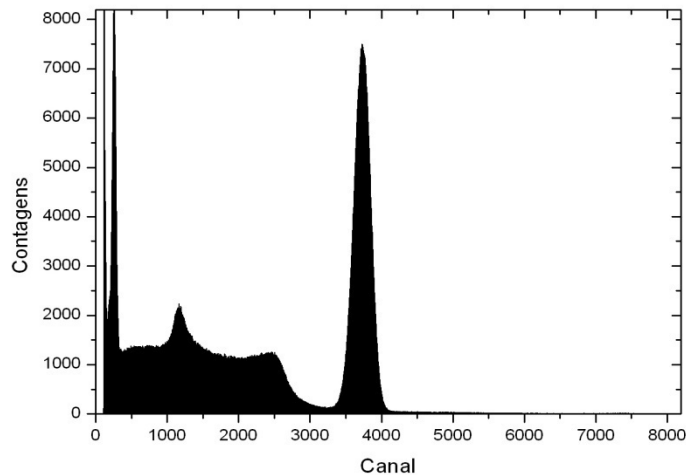


Ilustração 34 – Espectro do Césio-137.

Neste espectro do Césio-137 é possível observar uma região de interesse, em torno do pico de absorção total (662 keV), referente aos canais 3500, 4000) e uma outra correspondente à soma dos espectros da radiação de fundo e difusão de Compton.

Neste contexto, apenas a região em torno do pico de absorção total tem relevância devendo esta ser seleccionada para que o integral das contagens obtido seja somente referente à região de interesse.

No entanto, este modelo não se mostrou eficaz devido ao facto das barreiras de protecção serem constituídas por vários materiais onde a interacção da radiação se dá de forma desigual. Assim, em barreiras de protecção como por exemplo as portas, constituídas por madeira e chumbo, temos uma contribuição de Compton mais intensa na madeira, comparativamente ao chumbo onde o efeito fotoeléctrico prevalece. Por outro lado, uma vez que o efeito de Compton é dependente do ângulo  $\theta$  de dispersão, não podemos garantir que este seja igual para todos os materiais.

Desta forma tornaram-se a realizar novas medições, desta feita com o equipamento de Radiologia Convencional da sala de urgência, por este permitir realizar exposições com feixes mais energéticos, comparativamente ao equipamento de Radiologia móvel, utilizando para a detecção da radiação o sistema “Unfors Xi” (Ilustração 35).

O procedimento foi semelhante ao atrás referido, tendo-se efectuado exposições a 125 kV, com 100 mA·s, um campo de radiação de 100 cm<sup>2</sup> e uma filtração de 2,5 mm de Al.



Ilustração 35 – Esquema de montagem para a determinação da transmissão do vidro da consola da sala de Radiologia Convencional.

Deste modo, adquiriram-se os valores da taxa de Kerma no ar antes e depois das barreiras consideradas, calculou-se o factor de transmissão e em seguida, a espessura de cada barreira em equivalente de chumbo.

Barreira	Material	$K_0$	$K$	$B_{exp}$	$X (Pb)$
		[mGy]	[mGy]	-	[mm]
Parede	Tijolo+Barita	$2,18 \times 10^1$	$2,32 \times 10^{-2}$	$1,07 \times 10^{-3}$	$1,9 \pm 13\%$
Consola	Vidro+Chumbo	$3,15 \times 10^1$	$1,14 \times 10^{-2}$	$3,63 \times 10^{-4}$	$2,3 \pm 13\%$
Porta 10	Madeira+Chumbo	$3,44 \times 10^1$	$6,34 \times 10^{-2}$	$1,85 \times 10^{-3}$	$1,7 \pm 13\%$

Tabela 26 – Taxa de Kerma no ar antes ( $K_0$ ) e depois ( $K$ ) das barreiras de protecção, factores de transmissão da radiação através das barreiras ( $B_{exp}$ ) e espessura da barreira em equivalente de chumbo ( $X (Pb)$ ), para uma tensão de 125 kV.

Os resultados alcançados encontram-se na Tabela 26 e dizem respeito a valores obtidos para as barreiras de protecção da sala de urgência.

Nas restantes salas de radiodiagnóstico avaliadas neste estudo, consideraram-se valores análogos para a espessura das barreiras de protecção, uma vez que após uma análise das plantas à escala e dos resultados obtidos nas experiências anteriores, verificou-se que estas eram idênticas entre si.

#### *5.4.4 Medição de Débitos de Dose*

Como já foi referido na metodologia, para se poderem realizar os cálculos radiométricos em TC é necessário recorrer aos valores de CTDI ou DLP de cada exame, ou seja, aos valores da dose de radiação depositada no paciente.

Geralmente, estas grandezas são apresentadas nas consolas dos equipamentos de TC mais actuais, como naquele instalado no serviço de Radiologia do Hospital de Faro.

Embora o presente trabalho não tenha como objectivo o controlo de qualidade dos equipamentos, considerámos fundamental verificar a concordância entre os valores de  $CTDI_{vol}$  apresentados pelo equipamento de TC e os medidos experimentalmente, uma vez que estes assumem um papel elementar nos cálculos dosimétricos da sala de TC.

Para esse efeito, utilizaram-se os fântomas de crânio e corpo, cujas características foram apresentadas no Capítulo 5.3, bem como uma câmara de ionização tipo lápis acoplada a um electrómetro, também estes já descritos anteriormente.

Posicionaram-se então os fântomas no isocentro do equipamento de TC, com a câmara de ionização num dos seus orifícios e os restantes ocupados por pequenos tubos cilíndricos de acrílico (Ilustração 36).

Depois de seleccionado o protocolo desejado, crânio ou corpo, efectuaram-se três medições em cada orifício (Anexo 6).



Ilustração 36 – Esquema de montagem para as medições do  $CTDI_{vol}$  com o fântoma de crânio [Costa, 2008].

A Tabela 27 mostra-nos os valores de  $CTDI_{vol}$  para cada procedimento obtidos experimentalmente, comparando-os com os valores visualizados na consola do equipamento e ainda com os valores CTDI de referência [EC, 1999]. Estes últimos estimam a média de valores  $CTDI_{vol}$  nos EUA a partir do programa de acreditação do *American College of Radiology*. No entanto, estes valores de referência são passíveis de serem modificados à medida que a tecnologia vai evoluindo.

Procedimento	$CTDI_{vol}$ [mGy]		
	PT	Consola	NRD
Crânio	65	62	60
Tórax	13	12	15
Abdómen	14	15	25
Pélvico	14	16	25

Tabela 27 – Valores  $CTDI_{vol}$  para cada procedimento. A coluna “PT” apresenta os dados obtidos no presente trabalho. A coluna “Consola” diz respeito aos valores apresentados pela consola do equipamento de TC instalado no HF E.P.E.. A coluna “NRD ” refere-se aos valores extraídos da referência [EC, 1999].

Segundo as normas dos testes de constância, são aceites como conformes os valores que se encontrem dentro de uma tolerância de  $\pm 20\%$  do valor de referência, o que confere com os valores apresentados na Tabela 27.

Por observação dessa mesma tabela verifica-se que os valores  $CTDI_{vol}$  de corpo medidos são invariavelmente inferiores aos níveis de referência de diagnóstico (NRD), especialmente para nos exames abdomino - pélvicos. Esta

situação pode estar relacionada com uma série de factores, nomeadamente com a evolução dos equipamentos de TC a nível do tratamento da imagem, eficiência dos detectores, entre outros; podendo também relacionar-se com o facto de os NRD respeitarem valores dos EUA onde, por norma, o biótipo dos indivíduos é por vezes diferente do nosso.

Para os cálculos radiométricos efectuados no presente trabalho, optou-se por utilizar os valores medidos, uma vez que estes são referentes à realidade vivida no serviço de Radiologia do Hospital de Faro (Tabela 28). Os valores relativos ao comprimento do *scan* (L) de cada procedimento, apresentados na Tabela 28, são os apresentados pelo NCRP como valores de referência.

Procedimento	CTDI <sub>Vol</sub>	L	DLP
	[mGy]	[cm]	[mGy·cm]
Crânio	65	20	1300
Tórax	13	35	455
Abdómen	14	25	350
Pélvico	14	20	280
Exames tóraco-abdomino-pélvicos			360*

\*Média do DLP da região do tórax, abdominal e pélvica;

Tabela 28 – Valores CTDI<sub>Vol</sub> e DLP utilizados nos cálculos dosimétricos do presente trabalho.

Neste sub-capítulo das medições dos débitos de dose englobamos também as medidas realizadas para a determinação da dose do feixe útil a 1 m de distância da ampola de raios-X ( $K_0$ ), de cada sala de trabalho. A determinação deste parâmetro torna-se importante, uma vez que permite verificar a qualidade do feixe de radiação produzido, sendo imprescindível para os cálculos radiométricos realizados no presente trabalho.

Os valores de  $K_0$  dependem, como já foi referido em 5.2, do tipo de gerador, do material que constitui o ânodo e do seu ângulo, e da filtração total existente.

Neste contexto, recorreu-se ao sistema calibrado “Unfors Xi”, cujas características já foram apresentadas no Capítulo 5.3, e mediu-se a dose do

feixe útil detectada a 1m de distância da fonte de raios-X, quando se utilizava a tensão média de trabalho de cada sala de radiodiagnóstico (Ilustração 37).



Ilustração 37 – Determinação do  $K_0$  a 1 m de distância da ampola do equipamento de mamografia.

No caso particular das salas de mamografia e fluoscopia, como a DFF (Distancia Foco-Filme) é inferior a 1 m foi necessário realizar cálculos adicionais, baseados na lei do inverso do quadrado da distância, tendo-se colocado o detector do sistema “Unfors Xi” à distância máxima permitida pelo equipamento. Os factores técnicos utilizados em cada sala, bem como os resultados alcançados, estão apresentados nas Tabela 29 e Tabela 30.

Sala		Parâmetros Técnicos				
		Tensão	Corrente.Tempo	DFF	Filtro	Ângulo do ânodo
		[kV]	[mAs]	[cm]	[mm Al]	[grau]
Convencional	PH	70	10	100	2,5	16
Convencional	PV	80				
Mamografia		30	16	62	0,6	13,5
R&F	Escopia	80	0,3	88	2,5	13
R&F	Grafia	90	0,6			

Tabela 29 – Factores técnicos utilizados para a medição da dose do feixe útil da ampola.

Sala		Kerma médio detectado	$K_0$ @ 1 m medido
		[mGy]	[mGy.mA <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> ]
Convencional	PH	$4,27 \times 10^{-1} \pm 5\%$	$2,6 \pm 5\%$
Convencional	PV	$4,60 \times 10^{-1} \pm 5\%$	$3,5 \pm 5\%$
Mamografia	-	$8,04 \times 10^{-1} \pm 5\%$	$1,2 \pm 5\%$
R&F	Escopia	$1,66 \times 10^{-2} \pm 5\%$	$2,6 \pm 5\%$
R&F	Grafia	$2,46 \times 10^{-2} \pm 5\%$	$5,7 \pm 5\%$

Tabela 30 – Valores da taxa do kerma no ar detectada experimentalmente e valores a 1m de distância da ampola ( $K_0$ ) para cada sala de radiodiagnóstico.

De seguida, como forma elucidativa, demonstramos os cálculos realizados na sala de mamografia.

Para a sala de Mamografia, a dose do feixe útil de radiação ( $K_w$ ) para a DFF de 62 cm foi calculada da seguinte forma:

$$K_w = \frac{804,2 \times 10^{-3} \text{ mGy}}{16 \text{ mAs}} \times 60 \text{ s} = 3,015 \text{ mGy} \cdot \text{mA}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$$

A 1 m de distância a dose do feixe útil de radiação será:

$$K_0 = K_w \times \text{DFF}^2$$

$$K_0 = 3,015 \times 0,62^2 = 1,2 \text{ mGy} \cdot \text{mA}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$$

Sempre que não se tenha informação sobre a dose do feixe útil do equipamento em estudo, podem-se utilizar valores de orientação como os apresentados pelo IPEM, o NCRP ou a norma DIN-6812.

Os valores apresentados pelo IPEM (*Institute of Physics and Engineering in Medicine*) derivam de um programa computacional desenvolvido em 1997, que permite obter espectros energéticos de raios-X tendo em consideração determinadas características do ânodo, a filtração total e a tensão utilizada, tendo por base valores experimentais previamente publicados no Reino Unido [IPEM, 1997].

O NCRP, baseando-se em feixes de radiação típicos, descreve que a dose do feixe útil a um metro de distância da fonte de radiação, como dada pelas seguintes equações [NCRP, 2004]:

- No caso da mamografia, para um equipamento com filtro e ânodo de molibdénio e tensões inferiores a 35 kVp:

$$K_0 = -1,335 + 4,385 \times 10^{-3} \text{ kVp}^2$$

- No caso da radiologia, para equipamentos com ânodo de tungsténio, filtro de alumínio e tensões acima dos 40 kVp:

$$K_0 = 1,222 - 5,664 \times 10^{-2} \cdot \text{kVp}^2 + 1,227 \times 10^{-3} \cdot \text{kVp}^2 - 3,136 \times 10^{-6} \cdot \text{kVp}^3$$

A norma DIN-6812, publicada em 1974 pelo Instituto Alemão para Normalização (*Deutsches Institut für Normung*), apresenta um gráfico da variação da dose do feixe útil a um metro de distância da ampola em função da tensão aplicada (Ilustração 38).

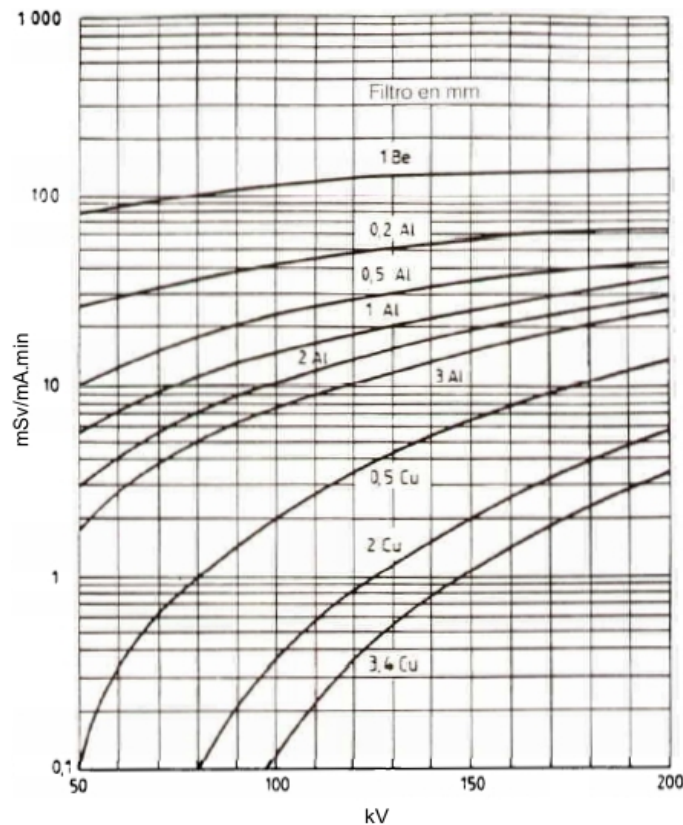


Ilustração 38 - Gráfico da variação do rendimento do tubo em função da tensão aplicada no tubo com ânodo W, segundo normas DIN-6812.

Sala		Tensão	$K_0 @ 1m [mGy.mA^{-1}.min^{-1}]$			
		[kV]	PT	IPEM	NCRP	DIN
Convencional	PH	70	$2,6 \pm 5\%$	4,8	2,2	4,8
	PV	80	$3,5 \pm 5\%$	7,4	3,8	6,0
Mamografia	-	30	$1,2 \pm 5\%$	3,6	2,6	-
R&F	Escopia	80	$2,6 \pm 5\%$	5,6	2,9	6,0
	Grafia	90	$5,7 \pm 5\%$	6,8	3,8	7,2

Tabela 31 – Valores da dose do feixe útil a 1m de distância da ampola ( $K_0$ ) para cada sala de radiodiagnóstico calculados para o presente trabalho (PT) e os apresentados pelo IPEM, NCRP e pela normal DIN-6812.

Comparando os valores de  $K_0$  medidos no presente com os valores indicados pelo IPEM, NCRP e pela norma DIN-6812 (Tabela 31), vemos que estes apresentam todos a mesma ordem de grandeza, embora evidenciem algumas variações consoante o modelo seleccionado.

## 5.5 Aplicação da metodologia do NCRP 147

### 5.5.1 Mamografia – Sala 1

O mamógrafo instalado no serviço de Radiologia do Hospital de Faro é constituído por dois ânodos, um de molibdénio e outro de ródio, sendo também possível seleccionar três filtros diferentes; molibdénio, ródio ou alumínio. Todavia, o tipo de material (ânodo / filtro) escolhido para a realização do exame, não acarreta alterações significativas aos requisitos necessários para as barreiras de protecção.

Numa fase inicial do estudo radiométrico é necessário, tal como descrito na metodologia, identificar as áreas adjacentes à sala de trabalho e seu factor de ocupação (T); o tipo de barreiras de protecção, com o seu factor de uso (U) do feixe primário, espessura e material constituinte (Tabela 32, Ilustração 39).

Mamografia – Sala 1					
Salas Adjacentes	Referência	T	Barreira	Material	$d_x$
	-	-	-	-	[mm]
Gastroentereologia	1	1	Chão	Betão	250
WC Enfermaria	2	1/20	Tecto	Betão	250
Recepção	3	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	200
Sala de Espera	4	1/20	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	200
Vestiário	5	1/20	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	200
Consola	6	1	Vidro	Vidro + Chumbo	1*
Corredor	7	1	Porta	Madeira + Chumbo	30

<sup>1</sup> Tijolo = alvenaria de tijolo furado; <sup>2</sup> Barita = massa de barita; \* espessura em equivalente de chumbo

Tabela 32 – Mamografia (Sala 1) – Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação (T); Tipo de barreiras de protecção, a espessura total ( $d_x$ ) e os materiais constituintes.

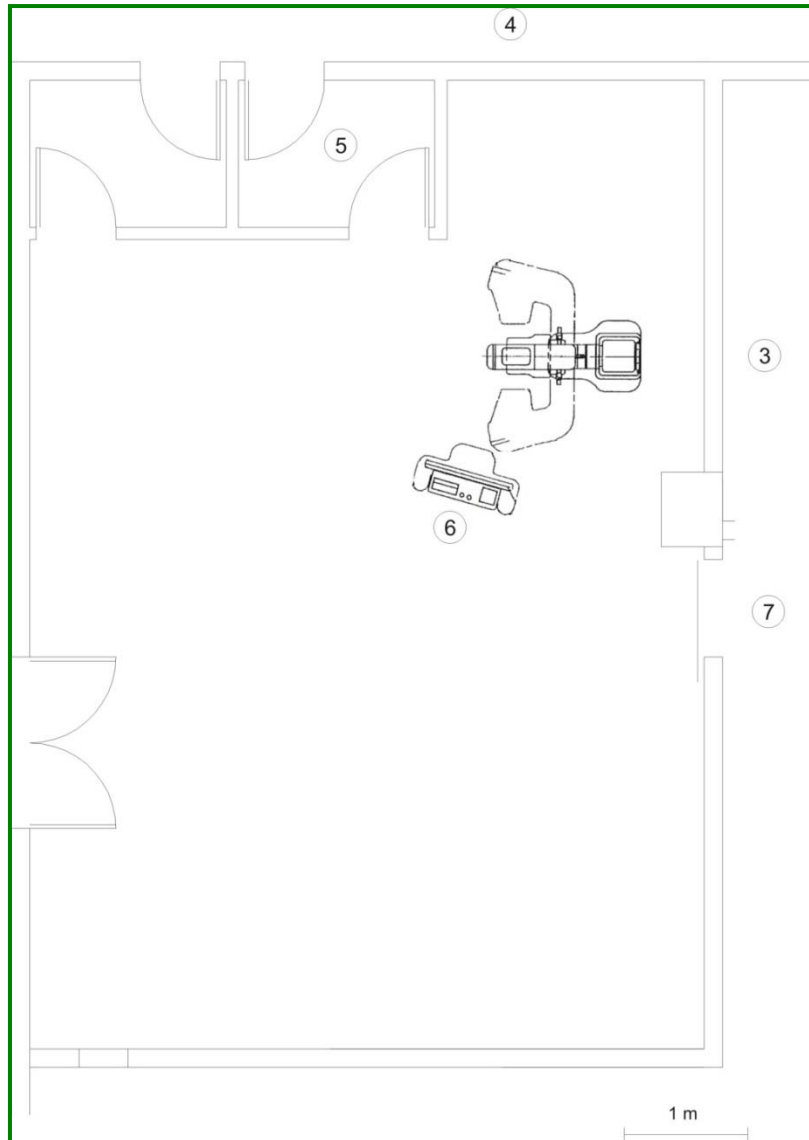


Ilustração 39 – Planta arquitectónica da sala de Mamografia (Sala 1).

Relativamente à sala de mamografia é importante perceber que apenas a radiação secundária é considerada aquando dos cálculos radiométricos uma vez que o feixe de radiação primário é quase totalmente atenuado pela estrutura do receptor de imagem. A fracção do feixe primário que não intercepta este dispositivo (<1,2 cm) acaba depois por ser atenuado a níveis insignificantes pelos pacientes ( $U = 0$ ).

No presente estudo, não se considera a barreira relativa à parede situada por detrás do paciente, uma vez que a radiação secundária existente é totalmente absorvida pelo seu corpo.

Paralelamente, deve-se também identificar as distâncias do local a proteger à fonte de radiação dispersa e de fuga (Tabela 33).

<b>Mamografia – Sala 1</b>				
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b><math>d_s</math></b>	<b><math>d_F</math></b>	<b><math>d_L</math></b>
	-	[m]	[m]	[m]
Gastroenterologia	1	3,0	0,66	3,0
WC Enfermaria	2	2,6	0,66	2,6
Recepção	3	1,9	0,66	1,9
Sala de Espera	4	2,9	0,66	2,9
Vestiário	5	1,5	0,66	1,5
Consola	6	1,4	0,66	1,4
Corredor	7	2,8	0,66	2,8

Tabela 33 – Mamografia (Sala 1) – Distância da fonte da radiação secundária ao local a proteger ( $d_s$ ), da ampola à fonte de radiação secundária ( $d_F$ ) e da cúpula da ampola ao local a proteger ( $d_L$ ).

Estas distâncias correspondem, tal como explicado anteriormente, ao somatório das distâncias da fonte de radiação secundária ou de fuga à barreira de protecção, da espessura da barreira de protecção e das distâncias  $d_{NCRP}$ .

Para o cálculo da espessura mínima necessária das barreiras é preciso identificar ainda a carga de trabalho semanal, a dose do feixe útil a 1 m de distância da ampola, a tensão média e a intensidade máxima da corrente utilizada.

Alguns destes elementos foram já identificados no Capítulo 5.4 e encontram-se sintetizados na Tabela 34.

<b>Mamografia – Sala 1</b>			
<b>Carga de trabalho semanal</b>	<b><math>K_0</math></b>	<b>Tensão média</b>	<b>Intensidade máxima</b>
[mA·min / semana]	[mGy·mA <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> ]	[kV]	[mA]
181	1,2	30	130

Tabela 34 – Mamografia (Sala 1) – Carga de trabalho semanal, dose do feixe útil a 1m de distância da ampola ( $K_0$ ), tensão média e intensidade máxima da corrente utilizada.

Posto isto, é necessário calcular a taxa do Kerma no ar que chega ao local a proteger, quando nenhuma barreira é interposta, recorrendo-se para isso às equações 5.7, 5.8 e 5.9 (Tabela 35).

<b>Mamografia – Sala 1</b>				
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b>K<sub>s</sub></b>	<b>K<sub>L</sub></b>	<b>K<sub>T</sub> (K<sub>s</sub>+K<sub>L</sub>)</b>
	-	[mGy.sem-1]	[mGy.sem-1]	[mGy.sem-1]
Gastroentreologia	1	0,07	0,00	0,07
WC Enfermaria	2	0,00	0,00	0,00
Recepção	3	0,17	0,01	0,18
Sala de Espera	4	0,00	0,00	0,00
Vestiário	5	0,01	0,00	0,01
Consola	6	0,32	0,01	0,33
Corredor	7	0,08	0,00	0,08

Tabela 35 – Taxa de Kerma no ar devido à radiação dispersa (K<sub>s</sub>) e de fuga (K<sub>L</sub>) e a taxa de Kerma no ar total (K<sub>T</sub>) para cada uma das salas adjacentes à sala de Mamografia (Sala 1).

<b>Mamografia – Sala 1</b>					
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b>K<sub>T</sub></b>	<b>DSA</b>	<b>B<sub>max</sub></b> (DSA / K <sub>T</sub> )	<b>X<sub>Archer</sub></b>
		[mGy.sem <sup>-1</sup> ]	[mGy · semana <sup>-1</sup> ]	-	[mm Pb]
Gastroentreologia	1	0,07	0,02	$2,71 \times 10^{-1}$	0,01
WC Enfermaria	2	0,00	0,02	$4,24 \times 10^0$	0,00
Recepção	3	0,18	0,02	$1,11 \times 10^{-1}$	0,01
Sala de Espera	4	0,00	0,02	$5,16 \times 10^0$	0,00
Vestiário	5	0,01	0,02	$1,44 \times 10^0$	0,00
Consola	6	0,33	0,02	$6,08 \times 10^{-2}$	0,02
Corredor	7	0,08	0,02	$2,37 \times 10^{-1}$	0,01

Tabela 36 – Mamografia (sala 1) - Taxa de Kerma no ar total (K<sub>T</sub>) e dose semanal admissível (DSA) em cada uma das salas adjacentes à sala de mamografia, transmissão máxima de cada uma das barreiras (B<sub>max</sub>) e espessura mínima das barreiras em equivalente de chumbo (X<sub>Archer</sub>).

Porém é necessário conhecer mais dois elementos para a resolução destas equações, são eles o tamanho do campo de radiação primário que incide sobre o paciente (F), que no caso extremo da mamografia é de 720 cm<sup>2</sup> (24 cm x 30 cm), e o factor de dispersão da radiação ( $a_1$ ), para o qual se considerou um ângulo  $\theta$  de 160°.

Posteriormente, tendo por base limites legais da dose semanal admissível das áreas a proteger determina-se a transmissão e, através do modelo de Archer, a espessura mínima necessária das barreiras de protecção em material equivalente de chumbo (Tabela 36).

### ***5.5.2 Radiologia Convencional – Sala 2***

Na sala 2 do serviço de Radiologia está instalado um equipamento de Radiologia Convencional, utilizado essencialmente no âmbito da urgência, e que permite a realização de exames quer no potter horizontal, quer no vertical (Ilustração 40). Assim sendo, e uma vez que o feixe de radiação primário pode ter uma destas duas direcções, os cálculos radiométricos efectuados nesta sala de trabalho contemplam ambas as situações.

Para os cálculos radiométricos começou-se por identificar as áreas a proteger adjacentes à sala de trabalho, o seu factor de ocupação (T), a distância das barreiras de protecção à fonte de radiação primária e secundária, e os seus factores de utilização do feixe primário (U). Estas informações são apresentadas nas Tabela 37, 38 e 39.

Uma vez que o tecto desta sala de trabalho dá para uma placa exterior onde não existe circulação de pessoas, esta será uma área sem interesse em termos de protecção contra a radiação e, neste caso, esta barreira não será considerada durante os cálculos dosimétricos desta sala de trabalho.

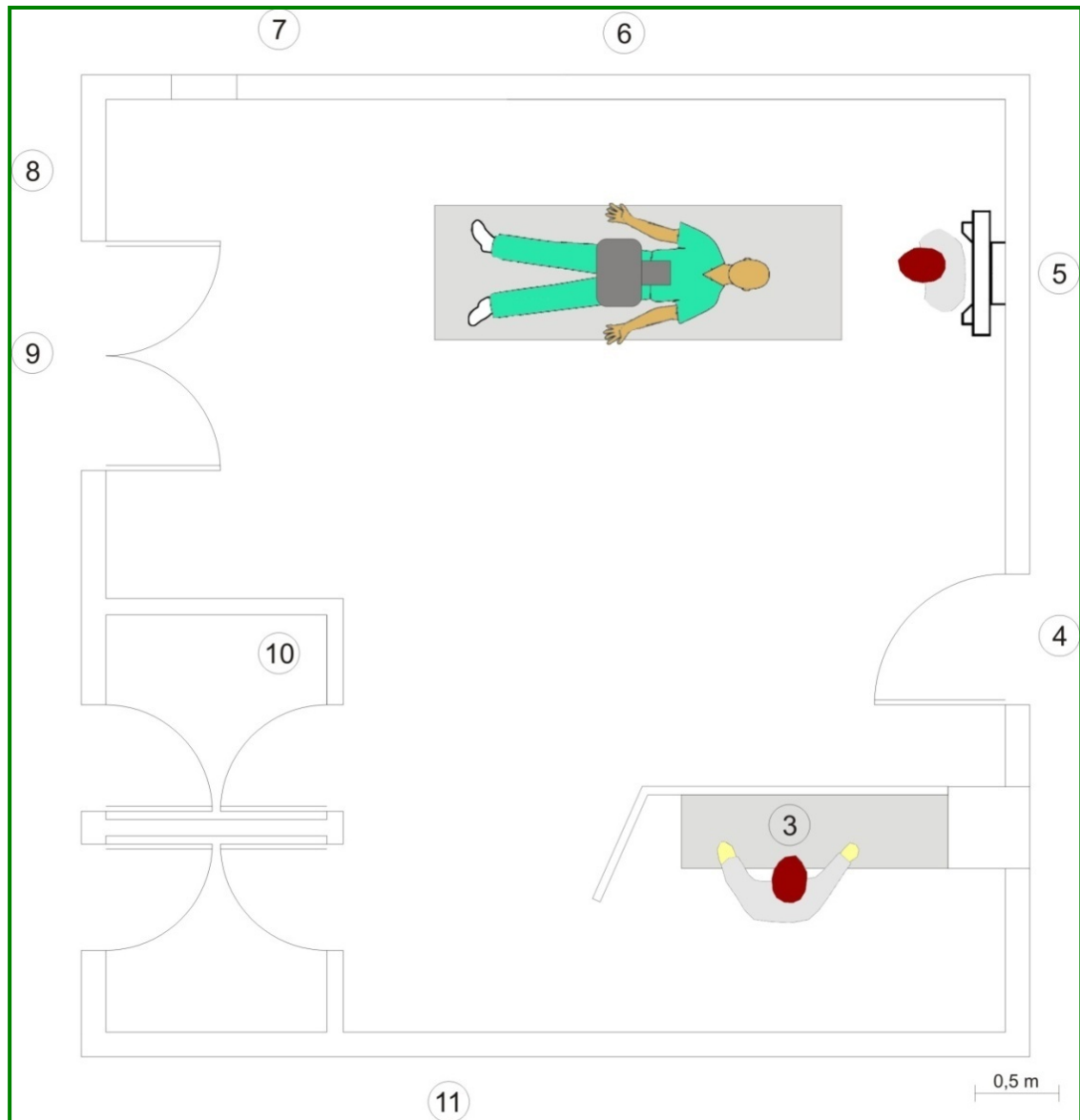


Ilustração 40 – Planta arquitectónica da sala de Radiologia Convencional (Sala 2).

<b>Radiologia Convencional (Sala 2) – Potter horizontal</b>						
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b>T</b>	<b>Barreira</b>	<b>Material</b>	<b>U</b>	<b>d<sub>x</sub></b>
	-	-	-	-	-	[mm]
Gastroentereologia	1	1	Chão	Betão	1	250
Exterior	2					
Consola	3	1	Vidro	Vidro+Chumbo	0	4
Corredor	4	1	Porta	Madeira+Chumbo	0	30
Corredor	5	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Câmara Clara	6	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0,1	200
Vestiário	7	1/20	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Corredor	8	1/5	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Corredor	9	1/5	Porta	Madeira+Chumbo	0	30
Vestiário	10	1/20	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Corredor	11	1/5	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200

<sup>1</sup> Tijolo = alvenaria de tijolo furado; <sup>2</sup> Barita = massa de barita

Tabela 37 - Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação (T); Tipo de barreiras de protecção, sua espessura (d<sub>x</sub>), material constituinte e Factor de Utilização do feixe primário (U), considerando o potter horizontal (sala 2).

<b>Radiologia Convencional (Sala 2) – Potter vertical</b>						
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b>T</b>	<b>Barreira</b>	<b>Material</b>	<b>U</b>	<b>d<sub>x</sub></b>
	-	-	-	-	-	[mm]
Gastroentereologia	1	1	Chão	Betão	0	250
Exterior	2					
Consola	3	1	Vidro	Vidro + Chumbo	0	4
Corredor	4	1	Porta	Madeira + Chumbo	0	30
Corredor	5	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	1	200
Câmara Clara	6	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Vestiário	7	1/20	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Corredor	8	1/5	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Corredor	9	1/5	Porta	Madeira + Chumbo	0	30
Vestiário	10	1/20	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Corredor	11	1/5	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200

<sup>1</sup> Tijolo = alvenaria de tijolo furado; <sup>2</sup> Barita = massa de barita

Tabela 38 - Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação (T); Tipo de barreiras de protecção, sua espessura (d<sub>X</sub>), material constituinte e Factores de Utilização do feixe primário (U), considerando o potter vertical (Sala 2).

Radiologia Convencional (Sala 2)								
	Potter Horizontal				Potter Vertical			
Referência	$d_p$	$d_s$	$d_F$	$d_L$	$d_p$	$d_s$	$d_F$	$d_L$
	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]
1	3,45	2,70	1,00	2,70	3,35	3,35	1,80	3,35
2								
3	3,20	3,20	1,00	3,20	3,20	3,20	1,80	3,20
4	3,33	3,33	1,00	3,33	2,83	1,73	1,80	1,73
5	2,70	2,70	1,00	2,70	2,50	1,05	1,80	1,05
6	3,00	3,00	1,00	3,00	2,00	1,70	1,80	1,70
7	2,20	2,20	1,00	2,20	2,50	3,30	1,80	3,30
8	3,70	3,70	1,00	3,70	4,00	5,30	1,80	5,30
9	3,53	3,53	1,00	3,53	3,83	5,13	1,80	5,13
10	2,90	2,90	1,00	2,90	3,00	4,20	1,80	4,20
11	4,90	4,90	1,00	4,90	4,90	5,30	1,80	5,30

Tabela 39 - Distância da fonte da radiação primária ao local a proteger ( $d_p$ ), da fonte da radiação secundária ao local a proteger ( $d_s$ ), da ampola à fonte de radiação secundária ( $d_F$ ) e da cúpula da ampola ao local a proteger ( $d_L$ ) (sala 2).

A Tabela 40 apresenta os resultados obtidos no capítulo 5.4 para a carga de trabalho semanal e dose do feixe útil a 1 m de distância da fonte de radiação primária, podendo-se também observar as intensidades máximas e tensões médias utilizadas no potter horizontal e potter vertical.

Depois de identificados todos estes factores, calcula-se a taxa de Kerma no ar total, recorrendo-se para isso às equações 5.3, 5.7, 5.8 e 5.9 (Tabela 41).

Radiologia Convencional – Sala 2				
	Carga de trabalho semanal	$K_0$	Tensão média	Intensidade máxima
	[mA·min / semana]	[mGy·mA <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> ]	[kV]	[mA]
Potter Horizontal	204	2,6	70	550
Potter Vertical	74	3,5	80	550

Tabela 40 – Carga de trabalho semanal, dose do feixe útil a 1m de distância da ampola ( $K_0$ ), tensão média e intensidade da corrente máxima utilizada, considerando a utilização do potter horizontal e vertical (sala 2).

Tal como explicado na metodologia, a taxa de Kerma no ar devido à radiação dispersa entra em linha de conta com o tamanho do campo de radiação primário incidente sobre o paciente (F), e com factor de dispersão da radiação ( $a_1$ ). O tamanho do campo de radiação primário considerado foi de 1505 cm<sup>2</sup>, que corresponde ao campo de maiores dimensões. Para o factor de dispersão da radiação considerou-se um ângulo  $\theta$  de 20°, no caso do chão, e de 90° para as restantes barreiras, nos casos em que se utiliza o potter horizontal. Para o potter vertical considerou-se um  $\theta$  de 20° para a parede nº 5, 90° para o chão e barreira nº 3 e de 140° para as restantes barreiras de protecção.

Radiologia Convencional – Sala 2					
	Referência	$K_p$	$K_s$	$K_L$	$K_T (K_p+K_s+K_L)$
		[mGy.sem <sup>-1</sup> ]	[mGy.sem <sup>-1</sup> ]	[mGy.sem <sup>-1</sup> ]	[mGy.sem <sup>-1</sup> ]
Potter Horizontal	1	44,6	-	-	44,58
	2				
	3	-	0,33	0,00	0,33
	4	-	0,31	0,00	0,31
	5	-	0,47	0,00	0,47
	6	5,89	0,34	0,00	6,23
	7	-	0,04	0,00	0,04
	8	-	0,05	0,00	0,05
	9	-	0,05	0,00	0,05
	10	-	0,02	0,00	0,02
	11	-	0,03	0,00	0,03
Potter Vertical	1	-	0,05	0,00	0,05
	2				
	3	-	0,05	0,00	0,05
	4	-	0,27	0,00	0,27
	5	41,47	-	-	41,47
	6	-	0,28	0,00	0,28
	7	-	0,00	0,00	0,00
	8	-	0,01	0,00	0,01
	9	-	0,01	0,00	0,01
	10	-	0,00	0,00	0,00
	11	-	0,01	0,00	0,01

Tabela 41 – Taxa de Kerma no ar devido à radiação Primária ( $K_p$ ), Secundária (dispersa ( $K_s$ ) e de fuga ( $K_L$ )) e Taxa de Kerma no ar Total ( $K_T$ ) para cada uma das barreiras de protecção da sala de Radiologia Convencional (Sala 2).

A Tabela 42 apresenta os resultados para a espessura mínima necessária de cada uma das barreiras de protecção, calculadas a partir do modelo de Archer, bem como a transmissão mínima de cada barreira, tendo em vista os valores de dose semanal admissível para cada um dos locais a proteger.

Radiologia Convencional – Sala 2					
Salas Adjacentes	Referência	DSA	B <sub>max</sub> (potter horizontal) (DAS/K <sub>T</sub> )	B <sub>max</sub> (potter vertical) (DAS/K <sub>T</sub> )	X <sub>Archer</sub>
		[mGy · exame <sup>-1</sup> ]	-	-	[mm Pb]
Gastroentreologia	1	0,02	4,49 × 10 <sup>-4</sup>	4,21 × 10 <sup>-1</sup>	1,1
Exterior	2				
Consola	3	0,02	6,04 × 10 <sup>-2</sup>	3,85 × 10 <sup>-1</sup>	0,2
Corredor	4	0,02	6,52 × 10 <sup>-2</sup>	7,45 × 10 <sup>-2</sup>	0,3
Corredor	5	0,02	4,29 × 10 <sup>-2</sup>	4,82 × 10 <sup>-4</sup>	1,1
Câmara Clara	6	0,02	3,21 × 10 <sup>-3</sup>	7,19 × 10 <sup>-2</sup>	0,7
Vestiário	7	0,02	5,69 × 10 <sup>-1</sup>	5,42 × 10 <sup>0</sup>	0,0
Corredor	8	0,02	4,02 × 10 <sup>-1</sup>	3,49 × 10 <sup>0</sup>	0,0
Corredor	9	0,02	3,66 × 10 <sup>-1</sup>	3,27 × 10 <sup>0</sup>	0,1
Vestiário	10	0,02	9,89 × 10 <sup>-1</sup>	8,78 × 10 <sup>1</sup>	0,0
Corredor	11	0,02	7,06 × 10 <sup>-1</sup>	3,49 × 10 <sup>0</sup>	0,0

Tabela 42 – Dose semanal admissível (DSA) em cada uma das salas adjacentes à sala de Radiologia Convencional, transmissão máxima de cada uma das barreiras (B<sub>max</sub>) e espessura mínima das barreiras em equivalente de chumbo (X<sub>Archer</sub>) (sala 2).

**Exemplo de cálculo para a barreira 6 (câmara clara):**

A dose de radiação que chega à câmara clara é uma contribuição da radiação primária, dispersa e de fuga. Assim sendo, a taxa de Kerma no ar, devido à radiação primária, na área com a referência 6 será (equação 5.3):

$$K_p(\text{PotterHorizontal}) = \frac{K_0 \cdot T \cdot U \cdot W}{d_p^2} \cdot B_p$$

$$= \frac{2,6 \cdot 1 \cdot 0,1 \cdot 204}{3^2} \cdot 1$$

$$= 5,9 \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1}$$

$$K_p (\text{Potter Vertical}) = \frac{K_0 \cdot T \cdot U \cdot W}{d_p^2} \cdot B_p$$

$$\text{Como } U = 0$$

$$= 0 \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1}$$

e a taxa de Kerma no ar devido à radiação dispersa (equação 5.7):

$$\begin{aligned} K_s (\text{Potter Horizontal}) &= \frac{K_0 \cdot W \cdot a_1 \times 10^{-6} \cdot (1-U) \cdot T}{d_s^2} \cdot \frac{F}{d_F^2} \cdot B_p \\ &= \frac{2,6 \cdot 204 \cdot 4,3 \times 10^{-6} \cdot (1-0,1) \cdot 1}{3^2} \cdot \frac{1505}{1^2} \cdot 1 \\ &= 3,4 \times 10^{-1} \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} K_s (\text{Potter Vertical}) &= \frac{K_0 \cdot W \cdot a_1 \times 10^{-6} \cdot (1-U) \cdot T}{d_s^2} \cdot \frac{F}{d_F^2} \cdot B_p \\ &= \frac{3,5 \cdot 74 \cdot 6,7 \times 10^{-6} \cdot (1-0) \cdot 1}{1,7^2} \cdot \frac{1505}{1,8^2} \cdot 1 \\ &= 2,8 \times 10^{-1} \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1} \end{aligned}$$

quanto à taxa de Kerma no ar devido à radiação de fuga esta será (equação 5.8) :

$$\begin{aligned} K_L (\text{Potter Horizontal}) &= \frac{C \cdot W \cdot (1-U) \cdot T \cdot e^{\left[ \frac{-(\ln 2) \cdot x}{x_{1/2}} \right]}}{I_{\max} \cdot d_L^2} \\ &= \frac{0,017 \cdot 204 \cdot (1-0,1) \cdot 1 \cdot 1}{550 \cdot 3^2} \\ &= 6,3 \times 10^{-4} \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} K_L (\text{Potter Vertical}) &= \frac{0,017 \cdot 74 \cdot (1-0) \cdot 1 \cdot 1}{550 \cdot 1,70^2} \\ &= 7,9 \times 10^{-4} \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1} \end{aligned}$$

NOTA: em ambos os casos, considerou-se que toda a radiação é transmitida pela barreira  
A taxa de Kerma no ar total será (equação 5.9):

$$K_T = K_p + K_s + K_L$$

$$K_T (\text{Potter Horizontal}) = 5,9 + 3,4 \times 10^{-1} + 6,3 \times 10^{-4}$$

$$= 6,2 \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1}$$

$$K_T(\text{PotterVertical}) = 0 + 2,8 \times 10^{-1} + 7,9 \times 10^{-4}$$

$$= 2,8 \times 10^{-1} \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1}$$

Sabendo que a dose semanal máxima (DSA) permitida na câmara clara é de 0,02 mSv/sem, a transmissão máxima permitida pela barreira 6 ( $B_{\max}$ ) deverá ser de:

$$B_{\max} = \frac{\text{DSA}}{K_T}$$

$$B_{\max} = \frac{\text{DSA}}{[K_T(\text{PV}) + K_T(\text{PH})]}$$

$$B_{\max} = \frac{0,02}{2,3 \times 10^{-1} + 6,2}$$

$$= 3,1 \times 10^{-3}$$

Para esta transmissão máxima, e sabendo que a tensão média total da sala de Radiologia Convencional é de 70 kV, a barreira 6 deverá apresentar uma espessura mínima de:

$$x = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right)$$

$$= \frac{1}{4,666 \cdot 6,618 \times 10^{-1}} \ln \left( \frac{(3,1 \times 10^{-3})^{-6,618 \times 10^{-1}} + \frac{2,269 \times 10^1}{4,666}}{1 + \frac{2,269 \times 10^1}{4,666}} \right)$$

$$= 0,7 \text{ mm Pb}$$

### 5.5.3 Fluoroscopia – Sala 3

Na sala 3 do Serviço de Radiologia do Hospital de Faro está instalado o equipamento de fluoroscopia (Ilustração 41), que possibilita a realização de exames recorrendo quer à escopia como à grafia.

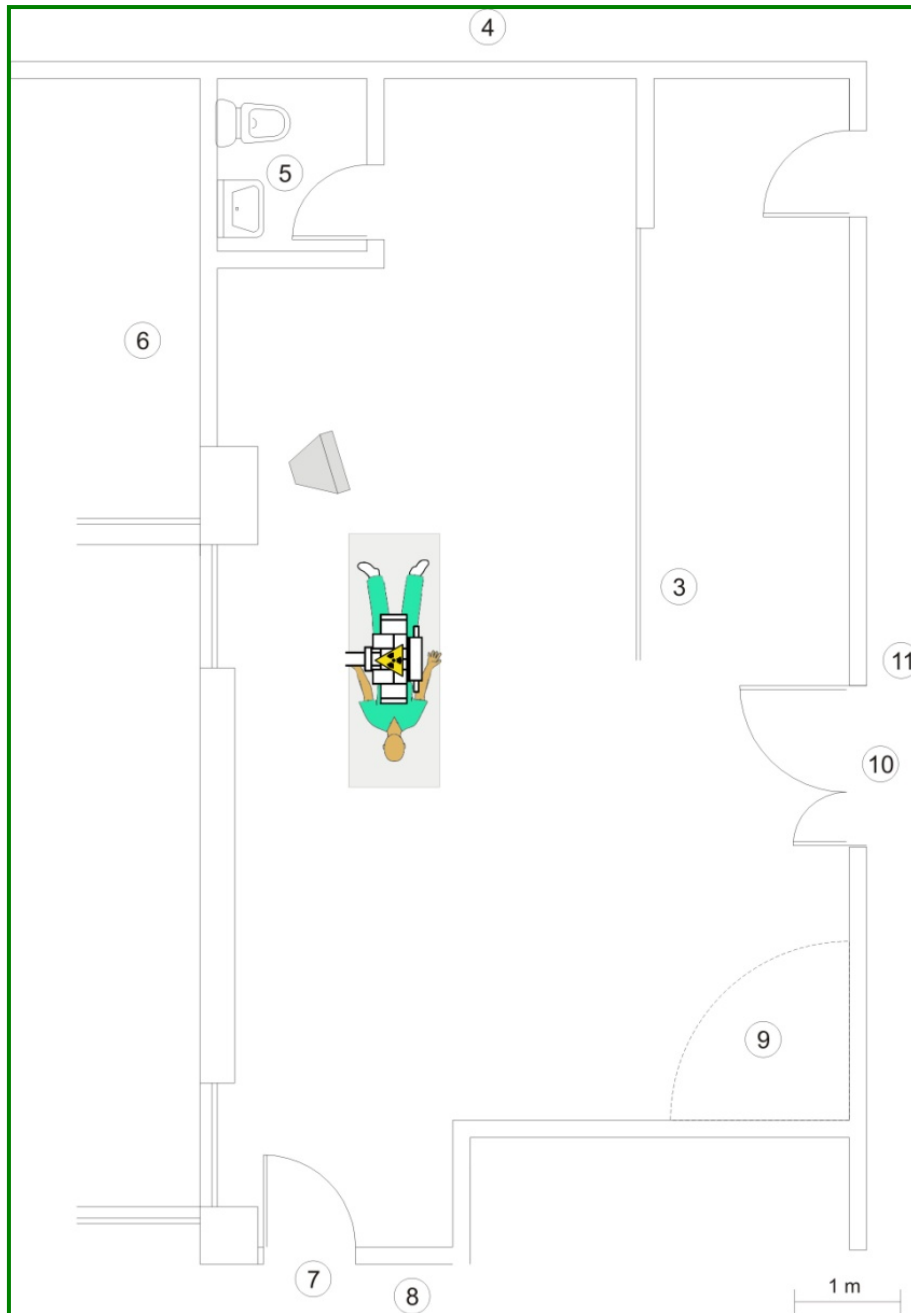


Ilustração 41 – Planta arquitectónica da sala de Fluroscopia (Sala 3).

Analogamente, ao praticado nas outras salas de trabalho atrás mencionadas, começou-se por identificar as áreas a proteger adjacentes à sala de trabalho, o seu Factor de Ocupação, a distância das barreiras de protecção à fonte de radiação primária e secundária, e os seus Factores de Utilização (Tabela 43 e Tabela 44).

Fluoroscopia – Sala 3						
Salas Adjacentes	Referência	T	Barreira	Material	U	$d_x$
	-	-	-	-	-	[mm]
Gastroenterologia	1	1	Chão	Betão	1*	250
Enfermaria	2	1/5	Tecto	Betão	0	250
Consola	3	1	Vidro	Vidro + Chumbo	0	4
Corredor	4	1/5	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
WC	5	1/20	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Recepção	6	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Corredor	7	1	Porta	Madeira + Chumbo	0	30
Corredor	8	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200
Vestiário	9	1/20	Cortina	Plástico	0	0
Corredor	10	1/5	Porta	Madeira + Chumbo	0	30
Corredor	11	1/5	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	0	200

<sup>1</sup> Tijolo = alvenaria de tijolo furado; <sup>2</sup> Barita = massa de barita; \* Embora o sistema absorva toda a radiação primária

Tabela 43 – Fluoroscopia (sala 3) - Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação (T); Tipo de barreiras de protecção, sua espessura ( $d_x$ ), material constituinte e Factor de Utilização do feixe primário (U).

Fluoroscopia – Sala 3					
Salas Adjacentes	Referência	$d_p$	$d_s$	$d_f$	$d_L$
	-	[m]	[m]	[m]	[m]
Gastroenterologia	1	3,5	2,8	0,88	2,8
Enfermaria	2	2,1	2,9	0,88	2,9
Consola	3	2,1	2,1	0,88	2,1
Corredor	4	6,0	6,0	0,88	6,0
WC	5	5,1	5,1	0,88	5,1
Recepção	6	3,9	3,9	0,88	3,9
Corredor	7	4,6	4,6	0,88	4,6
Corredor	8	4,7	4,7	0,88	4,7
Vestiário	9	3,6	3,6	0,88	3,6
Corredor	10	3,5	3,5	0,88	3,5
Corredor	11	3,7	3,7	0,88	3,7

Tabela 44 – Fluoroscopia (sala 3) - Distância da fonte da radiação primária ao local a proteger ( $d_p$ ), da fonte da radiação secundária ao local a proteger ( $d_s$ ), da ampola à fonte de radiação secundária ( $d_f$ ) e da cúpula da ampola ao local a proteger ( $d_L$ ).

Posteriormente, aferiram-se os valores da carga de trabalho semanal, dose do feixe útil a 1 m de distância da ampola, a intensidade máxima e tensão média utilizada, no caso da escopia e da grafia (Tabela 45).

<b>Fluoroscopia – Sala 3</b>				
	<b>Carga de trabalho semanal</b>	<b><math>K_0</math></b>	<b>Tensão média</b>	<b>Intensidade máxima</b>
	<b>[mA·min / semana]</b>	<b>[mGy·mA<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>]</b>	<b>[kV]</b>	<b>[mA]</b>
Escopia	24	2,6	80	1000
Grafia	2	5,7	90	1000

Tabela 45 – Carga de trabalho semanal, dose do feixe útil a 1m de distância da ampola ( $K_0$ ), tensão média e intensidade da corrente máxima utilizada, considerando a utilização da escopia ou da grafia (sala 3).

Calculou-se a taxa de Kerma no ar total, recorrendo-se às equações 5.3, 5.7, 5.8 e 5.9. Os resultados obtidos são apresentados nas Tabela 46 e Tabela 47.

<b>Fluoroscopia – Sala 3</b>					
	<b>Referência</b>	<b><math>K_p</math></b>	<b><math>K_s</math></b>	<b><math>K_L</math></b>	<b><math>K_T</math></b>
		<b>[mGy.sem-1]</b>	<b>[mGy.sem-1]</b>	<b>[mGy.sem-1]</b>	<b>[mGy.sem-1]</b>
<b>Escopia</b>	1	5,09	-	-	5,09
	2	-	0,01	0,00	0,01
	3	-	0,06	0,00	0,06
	4	-	0,00	0,00	0,00
	5	-	0,00	0,00	0,00
	6	-	0,02	0,00	0,02
	7	-	0,01	0,00	0,01
	8	-	0,01	0,00	0,01
	9	-	0,00	0,00	0,00
	10	-	0,00	0,00	0,00
	11	-	0,00	0,00	0,00

Tabela 46 – Taxa de Kerma no ar devido à radiação Primária ( $K_p$ ), Secundária (dispersa ( $K_s$ ) e de fuga ( $K_L$ )) e Taxa de Kerma no ar Total ( $K_T$ ) para cada uma das barreiras de protecção da sala de Fluoroscopia (Sala 3), considerando o uso da escopia (sala 3).

Fluoroscopia – Sala 3					
	Referência	$K_p$	$K_s$	$K_L$	$K_T$
<b>Grafia</b>	1	0,93	-	-	0,93
	2	-	0,00	0,00	0,00
	3	-	0,02	0,00	0,02
	4	-	0,00	0,00	0,00
	5	-	0,00	0,00	0,00
	6	-	0,00	0,00	0,00
	7	-	0,00	0,00	0,00
	8	-	0,00	0,00	0,00
	9	-	0,00	0,00	0,00
	10	-	0,00	0,00	0,00
	11	-	0,00	0,00	0,00

Tabela 47 – Taxa de Kerma no ar devido à radiação Primária ( $K_p$ ), Secundária (dispersa ( $K_s$ )) e de fuga ( $K_L$ ) e Taxa de Kerma no ar Total ( $K_T$ ) para cada uma das barreiras de protecção da sala de Fluoroscopia, considerando o uso da grafia (sala 3).

Fluoroscopia – Sala 3					
Salas Adjacentes	Referência	DSA	$B_{max}$ (escopia)	$B_{max}$ (grafia)	$X_{Archer}$
		[mGy · exame <sup>-1</sup> ]	-	-	[mm Pb]
Gastroentereologia	1	0,02	$3,93 \times 10^{-3}$	$2,15 \times 10^{-2}$	0,9
Exterior	2	0,02	$1,73 \times 10^0$	$8,08 \times 10^0$	0,0
Consola	3	0,02	$3,40 \times 10^{-1}$	$1,31 \times 10^0$	0,1
Corredor	4	0,02	$1,38 \times 10^1$	$5,31 \times 10^1$	0,0
Corredor	5	0,02	$4,06 \times 10^1$	$1,57 \times 10^2$	0,0
Câmara Clara	6	0,02	$1,15 \times 10^0$	$4,42 \times 10^0$	0,0
Vestiário	7	0,02	$1,65 \times 10^0$	$6,36 \times 10^0$	0,0
Corredor	8	0,02	$1,70 \times 10^0$	$6,56 \times 10^0$	0,0
Corredor	9	0,02	$1,98 \times 10^1$	$7,65 \times 10^1$	0,0
Vestiário	10	0,02	$4,79 \times 10^0$	$1,85 \times 10^1$	0,0
Corredor	11	0,02	$5,26 \times 10^0$	$2,03 \times 10^1$	0,0

Tabela 48 – Dose semanal admissível (DSA) em cada uma das salas adjacentes à sala de Fluoroscopia, transmissão máxima de cada uma das barreiras ( $B_{max}$ ) e espessura mínima das barreiras em equivalente de chumbo ( $X_{Archer}$ ) (sala 3).

Para o tamanho do campo de radiação primário incidente sobre o paciente (F) utilizaram-se os valores de referência do NCRP, 730 cm<sup>2</sup> para a escopia e 1000 cm<sup>2</sup> para a grafia. O factor de dispersão da radiação ( $a_1$ ) foi semelhante ao da sala de Radiologia Convencional (sala 2).

Na Tabela 48 vemos os resultados da espessura mínima necessária de cada uma das barreiras de protecção, calculadas a partir do modelo de Archer, da transmissão mínima de cada barreira, considerando os valores de dose semanal admissível para cada um dos locais a proteger.

#### *5.5.4 Tomografia Computorizada – Sala de TC*

No presente trabalho a espessura de cada uma das barreiras da sala de TC foi obtida mediante dois passos:

1. Determinação da sua transmissão, através do método experimental, que diz respeito à medição directa dos níveis de radiação no local antes e depois da barreira.
2. Cálculo matemático da espessura das barreiras, que se baseia no Modelo de Archer.

Após um levantamento da estatística relativa à sala de TC do HF podemos assumir que, até à data, se realizam 180 exames de TC de corpo e 150 de crânio por semana.

Nas tomografias de corpo incluímos os exames de tórax, abdómen e os pélvicos, enquanto que nos valores do crânio estão implicados os exames à coluna, uma vez que os parâmetros de exposição dentro de cada grupo (corpo e crânio) são sensivelmente os mesmos.

Dizemos ainda que 40% dos procedimentos de corpo são repetidos devido à administração de meios de contraste endovenosos, o que resulta num aumento de 1,4 vezes dos valores de DLP.

Nesta sala, as áreas a proteger, bem como a distância das barreiras ao isocentro do equipamento, a sua espessura e tipo de material que as constitui estão representadas na Tabela 49 e são visíveis na Ilustração 42.

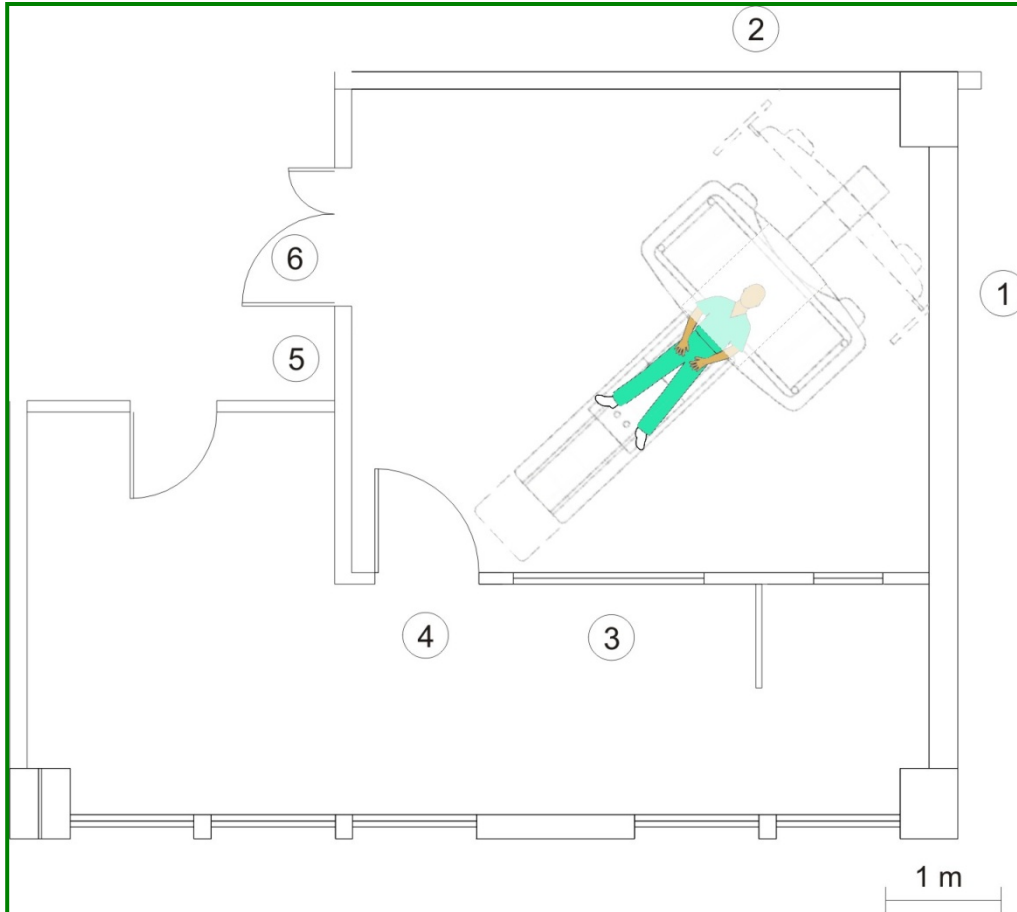


Ilustração 42 – Planta arquitectónica da sala de Tomografia Computorizada.

Segundo a metodologia já descrita, para se saber qual a espessura mínima necessária para cada uma das barreiras, é necessário primariamente calcular o Kerma no ar para a radiação dispersa a 1 m de distância da fonte ( $K_{sec}^1$ ), tendo em conta os valores DLP de cada procedimento (Tabela 28), e o número de exames semanais (eq 5.18).

Posteriormente, determinam-se as doses de radiação secundária que chegam a cada uma das barreiras estudadas ( $K_{sec}$ ), bem como o seu factor de transmissão máximo (B), tendo em consideração os limites de dose recomendados (DSA) e a tensão máxima utilizada em cada procedimento.

Por fim, recorrendo-se à equação 5.21, determina-se a espessura mínima das barreiras em material equivalente de chumbo ( $x_{min}$ ).

Tomografia Computorizada						
Salas Adjacentes	Referência	T	Barreira	Material	$d_x$	$d_{IB}$
	-	-	-	-	[mm]	[m]
Recepção Análises	1	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	250	1,5
Corredor	2	1/20	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	200	1,8
Sala Técnica	3	1	Vidro	Vidro + Chumbo	3	2,5
Sala Técnica	4	1	Porta	Madeira+Chumbo	35	3,4
Hall Eco / TC	5	1	Parede	Tijolo <sup>1</sup> + Barita <sup>2</sup>	200	3,5
Hall Eco / TC	6	1	Porta	Madeira+Chumbo	35	3,6
Enfermaria	7	1/5	Tecto	Betão	250	1,8
Gastroentreologia	8	1/5	Chão	Betão	250	0,6

<sup>1</sup> Tijolo = alvenaria de tijolo furado; <sup>2</sup> Barita = massa de barita

Tabela 49 – Sala de TC – Áreas a proteger e seus Factores de Ocupação (T); Tipo de barreiras de protecção, sua espessura ( $d_x$ ) e material constituinte e distância do isocentro da gantry à barreira de protecção ( $d_{IB}$ ).

### Exemplo de cálculo para a barreira 3 (sala técnica):

Sabendo que:  $k_{\text{crânio}} = 9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$ ;  $k_{\text{corpo}} = 3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$

$$\text{DLP}_{\text{crânio}} = 1300 \text{ mGy} \cdot \text{cm} \quad ; \quad \text{DLP}_{\text{corpo}} = 380 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$$

A taxa de kerma no ar devido à radiação secundária a 1 m de distância da fonte para cada procedimento será (equações 5.18):

$$k_{\text{sec}}^1 (\text{crânio}) = k_{\text{crânio}} \text{ DLP}$$

$$k_{\text{sec}}^1 (\text{corpo}) = 1,2 k_{\text{corpo}} \text{ DLP}$$

$$k_{\text{sec}}^1 (\text{crânio}) = 9,0 \times 10^{-5} \cdot 1300$$

$$k_{\text{sec}}^1 (\text{corpo}) = 1,2 \cdot 3,0 \times 10^{-4} \cdot 380 \cdot 1,4$$

$$k_{\text{sec}}^1 (\text{crânio}) = 1,2 \times 10^{-1} \text{ mGy} \cdot \text{exame}^{-1}$$

$$k_{\text{sec}}^1 (\text{corpo}) = 1,9 \times 10^{-1} \text{ mGy} \cdot \text{exame}^{-1}$$

Para todos os exames realizados (150 de crânio e 180 de corpo) a taxa de Kerma Total no ar, devido à radiação secundária, a 1 m de distância é:

$$k_{\text{sec}}^1 = 1,2 \times 10^{-1} \cdot 150 + 1,9 \times 10^{-1} \cdot 180$$

$$k_{\text{sec}}^1 = 52 \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1}$$

Assim, sabendo que a barreira 3 se encontra a 2,5 m do isocentro da gantry, que a sua espessura é de 3 mm e que a distância mínima a que algum indivíduo pode estar do outro lado da barreira, segundo o NCRP, é de 0,3 m. A taxa de Kerma no ar devido à radiação secundária que chega à sala técnica é:

$$k_{\text{sec}} = \left( \frac{1}{2,5 + 0,003 + 0,3} \right)^2 \cdot 52$$

$$k_{\text{sec}} = 6,6 \text{ mGy} \cdot \text{semana}^{-1}$$

Sabendo que a dose máxima permitida (DSA) do outro lado da barreira é de 0,02 mGy · semana<sup>-1</sup> temos que a transmissão (B) através da barreira é de:

$$B = \left( \frac{0,02}{6,6} \right) = 3,0 \times 10^{-3}$$

Sendo a tensão média utilizada igual a 130 kV, segundo o modelo de Archer e recorrendo ao Anexo 2, a espessura mínima necessária deste vidro é de (equação 5.21):

$$x = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \ln \left( \frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right)$$

$$x = \frac{1}{2,17 \cdot 4,909 \times 10^{-1}} \ln \left( \frac{(3,0 \times 10^{-3})^{-4,909 \times 10^{-1}} + \frac{7,094}{2,17}}{1 + \frac{7,094}{2,17}} \right)$$

$$x = 1,5 \text{ mm Pb}$$

Os resultados obtidos para as restantes barreiras estão apresentados na Tabela 50, e foram calculados de modo semelhante.

Tomografia Computorizada				
Referência	$K_{sec}$	DSA	B	$X_{Archer}$
	[mGy · exame <sup>-1</sup> ]	[mGy · exame <sup>-1</sup> ]	-	[mm Pb]
1	$1,2 \times 10^1$	0,02	$1,7 \times 10^{-3}$	1,7
2	$5,0 \times 10^{-1}$	0,02	$4,0 \times 10^{-2}$	0,6
3	$6,7 \times 10^0$	0,02	$3,0 \times 10^{-3}$	1,5
4	$3,7 \times 10^0$	0,02	$5,4 \times 10^{-3}$	1,3
5	$3,2 \times 10^0$	0,02	$6,2 \times 10^{-3}$	1,2
6	$3,4 \times 10^0$	0,02	$6,0 \times 10^{-3}$	1,2
7	$1,7 \times 10^0$	0,02	$1,2 \times 10^{-2}$	1,0
8	$1,7 \times 10^0$	0,02	$1,2 \times 10^{-2}$	1,0

Tabela 50 – Espessura mínima necessária, em material equivalente de chumbo ( $X_{Archer}$ ) de cada uma das barreiras da sala de TC, tendo em consideração a taxa de Kerma no ar secundária que chega à barreira ( $K_{sec}$ ), a dose semanal admissível (DSA) e o factor de transmissão da barreira (B).

### 5.6 Discussão dos resultados

No capítulo 5.5 apresentámos as espessuras mínimas necessárias, em equivalente de chumbo, para que as barreiras de protecção garantam que os níveis de radiação, nos espaços adjacentes às salas de radiodiagnóstico, não ultrapassem os limites de dose legalmente recomendados.

Assim sendo, cabe agora comparar esses valores calculados com outros medidos experimentalmente no serviço de Radiologia do HF, os quais foram já apresentados no capítulo 5.4.

As Tabelas 51, 52, 53 e 54 fazem esse paralelo para cada sala de trabalho.

Na coluna do  $X_{Medido}$ , são mostrados os valores obtidos experimentalmente para cada tipo de barreira de protecção. No caso particular das portas, embora se apresente um valor de 1,7 mm em equivalente de chumbo, sabe-se que

apenas se comercializam folhas deste material com espessuras de 1 mm e sucessivos incrementos de 0,5 mm (1 mm; 1,5 mm; 2,0 mm; 2,5 mm; etc.).

<b>Mamografia – Sala 1</b>			
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b>X<sub>Archer</sub></b>	<b>X<sub>Medido</sub></b>
		<b>[mm Pb]</b>	<b>[mm Pb]</b>
Gastroenterologia	1	0,01	-
WC Enfermaria	2	0,00	-
Recepção	3	0,01	1,9 ± 13%
Sala de Espera	4	0,00	1,9 ± 13%
Vestiário	5	0,00	1,9 ± 13%
Consola	6	0,02	2,3 ± 13%
Corredor	7	0,01	1,7 ± 13%

Tabela 51 – Espessura mínima calculada ( $X_{Archer}$ ) e medida ( $X_{Medida}$ ) das barreiras da sala de Mamografia, em equivalente de chumbo ( $X_{Archer}$ ).

<b>Radiologia Convencional – Sala 2</b>			
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b>X<sub>Archer</sub></b>	<b>X<sub>Medido</sub></b>
		<b>[mm Pb]</b>	<b>[mm Pb]</b>
Gastroenterologia	1	1,1	-
Exterior	2		
Consola	3	0,2	2,3 ± 13%
Corredor	4	0,3	1,7 ± 13%
Corredor	5	1,1	1,9 ± 13%
Câmara Clara	6	0,7	1,9 ± 13%
Vestiário	7	0,0	1,9 ± 13%
Corredor	8	0,0	1,9 ± 13%
Corredor	9	0,1	1,7 ± 13%
Vestiário	10	0,0	1,9 ± 13%
Corredor	11	0,0	1,9 ± 13%

Tabela 52 – Espessura mínima calculada ( $X_{Archer}$ ) e medida ( $X_{Medida}$ ) das barreiras da sala de Radiologia Convencional, em equivalente de chumbo ( $X_{Archer}$ ).

<b>Fluoroscopia – Sala 3</b>			
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b>X<sub>Archer</sub></b>	<b>X<sub>Medido</sub></b>
		<b>[mm Pb]</b>	<b>[mm Pb]</b>
Gastroenterologia	1	0,9	-
Enfermaria oncologia	2	0,0	-
Consola	3	0,1	2,3 ± 13%
Corredor	4	0,0	1,9 ± 13%
WC	5	0,0	1,9 ± 13%
Recepção	6	0,0	1,9 ± 13%
Corredor	7	0,0	1,7 ± 13%
Corredor	8	0,0	1,9 ± 13%
Vestiário	9	0,0	-
Corredor	10	0,0	1,7 ± 13%
Corredor	11	0,0	1,9 ± 13%

Tabela 53 – Espessura mínima calculada (X<sub>Archer</sub>) e medida (X<sub>Medida</sub>) das barreiras da sala de Fluoroscopia, em equivalente de chumbo (X<sub>Archer</sub>).

<b>Tomografia Computorizada</b>			
<b>Salas Adjacentes</b>	<b>Referência</b>	<b>X<sub>Archer</sub></b>	<b>X<sub>Medido</sub></b>
		<b>[mm Pb]</b>	<b>[mm Pb]</b>
Recepção Análises	1	1,7	1,9 ± 13%
Corredor	2	0,6	1,9 ± 13%
Sala Técnica	3	1,5	2,3 ± 13%
Sala Técnica	4	1,3	1,7 ± 13%
Hall Eco / TC	5	1,2	1,9 ± 13%
Hall Eco / TC	6	1,2	1,7 ± 13%
Enfermaria	7	1,0	-
Gastroenterologia	8	1,0	-

Tabela 54 – Espessura mínima calculada (X<sub>Archer</sub>) e medida (X<sub>Medida</sub>) das barreiras da sala de Tomografia Computorizada, em equivalente de chumbo.

Depois de examinadas as tabelas, observa-se que as espessuras mínimas necessárias de todas as barreiras de protecção, calculadas através do modelo de Archer, estão abaixo do valor das espessuras medidas experimentalmente no local. Nalguns casos, verifica-se até que a espessura mínima necessária das barreiras em material equivalente de chumbo é zero, o que não significa que não seja necessário nenhum tipo de protecção, mas sim que esta pode ser realizada com outro material que não o chumbo.

Analisando cada tabela isoladamente verificamos que na sala de Mamografia e Fluoroscopia, as barreiras de protecção existentes exibem espessuras bastante superiores às mínimas necessárias. No entanto, é essencial perceber que na sala de Mamografia também se encontra instalado um equipamento de Radiologia Convencional, que funciona em períodos alternados com o equipamento de Mamografia.

Relativamente à sala de Radiologia Convencional, averiguamos que as barreiras mais críticas são a 5 e 6, cujas espessuras calculadas se aproximam das espessuras medidas experimentalmente, embora continuem inferiores.

No caso da barreira 5, isto acontece porque o valor da espessura da parede medido foi subestimado uma vez que, apesar desta parede apresentar a mesma espessura das restantes, na zona onde incide o feixe de radiação primário, ou seja, por detrás do potter vertical, existe um reforço de chumbo. Quanto à barreira 6, a aproximação de ambas grandezas prende-se com o facto de se ter atribuído um valor de 0,1 para o Factor de Utilização desta estrutura. No entanto, e apenas nos casos em que feixe de radiação primário fica direccionado para este local, a ampola de raios-X encontra-se a uma distância superior à utilizada nos cálculos dosimétricos. Contudo, como se trata de uma distância variável, que se altera de acordo com o exame a realizar e o Técnico de Radiologia que o efectua, optou-se por se utilizar a menor distância imaginável da ampola.

Na sala de TC a barreira 1 é aquela cuja espessura calculada se avizinha mais do valor medido. Nesta situação, tal como na sala de Radiologia Convencional, o valor da espessura da parede medido experimentalmente foi subestimado, uma vez que pela análise da planta da sala, nos certificamos que esta parede é

mais espessa que as restantes. Porém, a medição do seu valor correcto é de difícil execução, tal qual como as medições respeitantes ao chão e ao tecto. Ainda a nível dos cálculos radiométricos da TC, e como já foi referido neste trabalho, surge actualmente a noção de que a fracção de radiação dispersa por centímetro (k) para o crânio e para o corpo pode variar significativamente, consoante o equipamento de TC. Deste modo, em vez de um valor fixo de k de  $9,0 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1} \text{ cm}^{-1}$  para o crânio proposto pelo NCRP, pensa-se que este pode variar entre  $5,6 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$  a  $1,1 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ . No caso do corpo, o k pode apresentar valores entre  $3,2 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$  e  $5,5 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ , em vez do  $3,0 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$  do NCRP.

Referência	$x_{\min}$ NCRP	$x_{\min}$ Larson	$x_{\min}$ NCRP – $x_{\min}$ Larson
	[mm Pb]	[mm Pb]	[mm Pb]
1	1,7	1,9	- 0,2
2	0,6	0,7	- 0,1
3	1,5	1,7	- 0,2
4	1,3	1,4	- 0,1
5	1,2	1,4	- 0,2
6	1,2	1,4	- 0,2
7	1,0	1,1	- 0,1
8	1,0	1,1	- 0,1

Tabela 55 – Espessura mínima necessária, em material equivalente de chumbo ( $x_{\min}$ ) de cada barreira da sala de TC, tendo em conta os valores da fracção de radiação dispersa por centímetro (k) propostos pelo NCRP e por Larson.

A Tabela 55 compara as espessuras mínimas necessárias das barreiras de protecção da sala de TC, quando se utilizam os valores fixos de k recomendados pelo NCRP e os apresentados por Larson em 2006.

Pela observação da Tabela 55 verifica-se que, a utilização dos valores de k recomendados pelo NCRP, podem levar a cálculos de espessuras de barreiras de protecção, em material de equivalente de chumbo, com menos cerca de 0,1 a 0,2 mm de espessura, comparativamente com aquela que seria calculada recorrendo à utilização dos valores de k apresentados por Larson.

## 6. Conclusão

O objectivo geral do presente trabalho foi o estudo da conformidade das barreiras de protecção existentes no Serviço de Radiologia do Hospital de Faro, com o intuito de garantir a segurança de todos os seus profissionais e utentes e a optimização do trabalho realizado nestas instalações, fornecendo ainda informações precisas sobre as barreiras de protecção existentes.

Desta forma, após a análise dos cálculos radiométricos efectuados e dos valores recolhidos experimentalmente, concluiu-se que, para as condições de trabalho consideradas, todas as salas de trabalho apresentam barreiras de protecção adequadas. Verifica-se ainda, que as barreiras de protecção existentes têm uma espessura, em equivalente de chumbo, muito acima dos valores mínimos necessários.

Esta constatação permite afirmar que as barreiras de protecção existentes na TC, comportam um aumento de cerca de 9 vezes o número de exames semanais. É de referir, no entanto, que a optimização dos exames realizados nesta sala de trabalho apenas considera os níveis de radiação produzida, não contemplando os recursos humanos existentes, o número de horas úteis para a realização / marcação dos exames de TC, nem as características do próprio equipamento.

Exemplificando um caso extremo, se tivéssemos um equipamento de TC que funcionasse 24 h por dia, os 7 dias da semana, considerando que o tempo médio de cada exame são cerca de 7 min, poderiam realizar-se 1440 exames tomográficos por semana, o que equivale apenas a 4,4 vezes mais o número de exames semanais actualmente realizados.

Justifica-se fazer este cálculo de optimização do número de exames realizados apenas para a sala de TC, pois nas restantes salas de radiodiagnóstico, a espessura das barreiras de protecção existentes está, como já foi anteriormente referido, bastante acima dos valores mínimos necessários.

Através dos resultados alcançados para a sala de Fluoroscopia, vemos que na zona reservada ao vestiário dos doentes (barreira 9), não é necessário nenhum tipo de barreira estrutural, sendo suficiente a cortina existente. No entanto, e com base no Princípio ALARA, a colocação de uma protecção é aconselhável uma vez que os cálculos radiométricos realizados têm em consideração a média dos factores de exposição utilizados actualmente nestes exames.

Para a sala de Mamografia, concluiu-se que o material que constitui as barreiras de protecção não tem que ser forçosamente chumbo, podendo-se optar por outros materiais mais vantajosos a nível económico.

Deste modo, é suficiente a presença de portas de madeira maciça, chão e tecto constituídos por betão, paredes de alvenaria de tijolo, e até em certos casos pladur, não sendo necessário revestir as portas e paredes com chumbo.

Contudo, é importante ressaltar que a espessura de todas estas barreiras de protecção deve ser determinada com base em cálculos radiométricos, semelhantes aos apresentados neste trabalho.

Relativamente às medições experimentais efectuadas no âmbito da transmissão da radiação através das barreiras de protecção, concluiu-se a utilização de fontes emissoras de radiação gama com um maior poder penetrante (Césio-137 e Cobalto-57), não foi eficaz uma vez que a maioria das barreiras de protecção é constituída por vários materiais, onde as interacções com a radiação se desenvolvem de formas variáveis.

A nível do cálculo analítico das espessuras mínimas necessárias das barreiras de protecção, o modelo mais actual recomenda o uso da distribuição da carga de trabalho semanal, em função da tensão utilizada. Este modelo recomenda igualmente o uso dos valores apresentados por Simpkin, sempre que não existam informações disponíveis.

No presente trabalho, comparando-se os valores de carga de trabalho semanal obtidos e os apresentados por Simpkin, conclui-se que os níveis de radiação produzidos nas diferentes salas de trabalho, têm vindo a diminuir face à evolução dos equipamentos e sobretudo, devido à evolução dos sistemas de

aquisição e tratamento de imagens, o que leva a uma diminuição dos requisitos necessários das barreiras de protecção instaladas.

No entanto, é necessário salvaguardar o caso particular da TC, onde a evolução dos equipamentos tem levado a uma expansão das áreas de aplicação desta técnica, contribuindo para um acréscimo do número de exames realizados e, conseqüentemente, para o aumento da dose de radiação produzida.

Os níveis de radiação produzidos na TC são possíveis de reduzir, mediante a restrição do número de exames pedidos, tendo por base o princípio da justificação. A ACR (*American College of Radiology*) desenvolveu aliás, um guia de “critérios de competência” dos exames, como forma de guiar a classe médica durante a selecção do exame radiológico mais adequado. Além disso, a introdução de um consentimento informado para pacientes que realizem exames de TC, onde conste os riscos biológicos da radiação, pode levar ao aumento do conhecimento entre os pacientes e a uma maior responsabilidade dos médicos requisitantes.

A nível do estudo radiométrico da sala de TC concluiu-se também, que para que se alcancem valores fidedignos da radiação dispersa produzida por cada equipamento, dever-se-á de futuro utilizar a fracção de radiação dispersa por centímetro (k) do próprio equipamento, uma vez que este parâmetro tem um papel importante no dimensionamento autêntico das barreiras. Este factor poderá então ser medido, ou até mesmo facultado pelo fabricante do equipamento.

Os resultados alcançados no presente trabalho, revelam igualmente, que a classificação dos profissionais do Serviço de Radiologia do Hospital de Faro como trabalhadores da categoria B, está correcta uma vez que com as barreiras de protecção existentes, estes não são susceptíveis de receber uma dose de radiação superior a 6 mSv/ano, podendo o controlo dosimétrico ser realizado trimestralmente conforme é prática deste Serviço.

Torna-se ainda importante referir, o caso particular dos alunos que se encontram neste serviço a estagiar. Embora a dosimetria dos estudantes não

esteja a cargo do HF, é necessário relembrar que esta deve ser efectuada mensalmente, pois segundo a regulamentação actual é-lhes atribuída uma classificação de Categoria A [DL 222/2008].

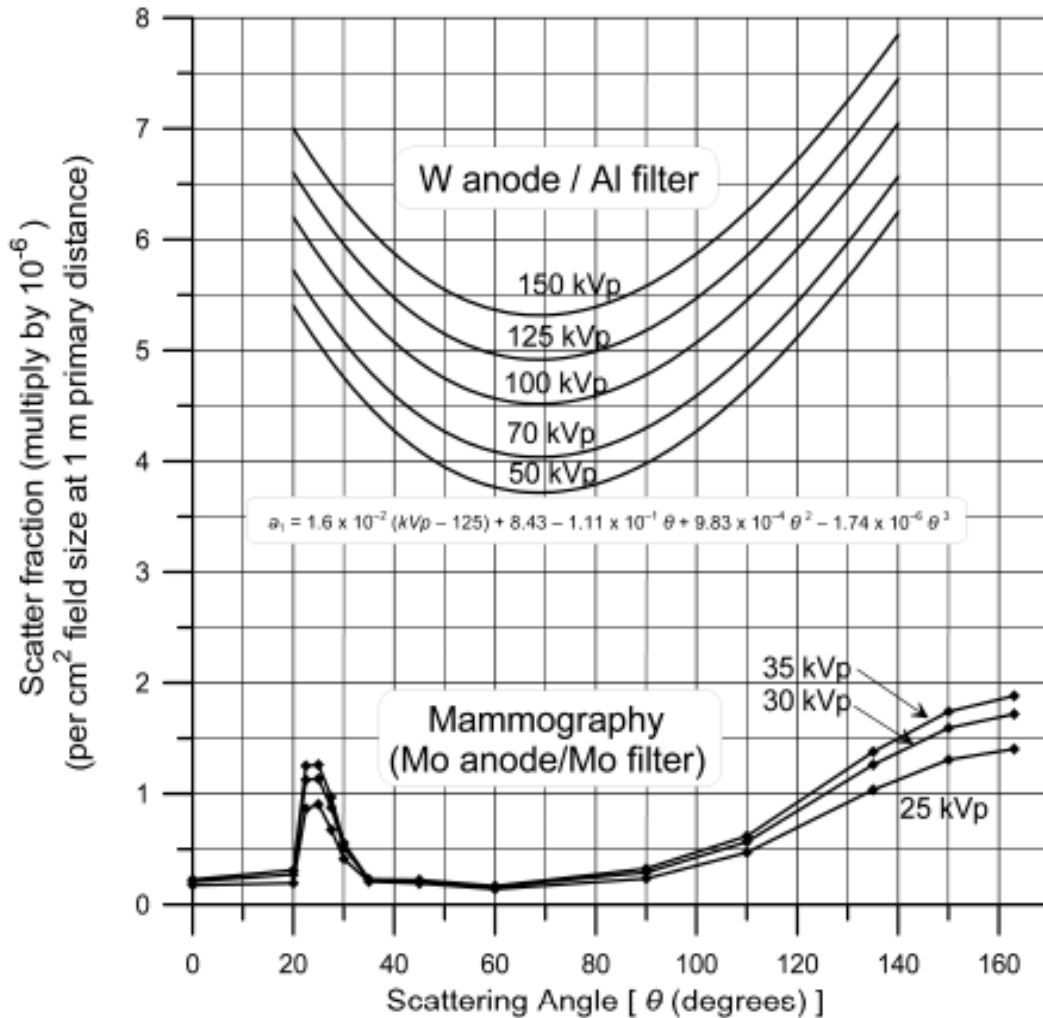
Em síntese:

- Todas as barreiras de protecção estudadas encontram-se adequadas às actuais condições de trabalho do Serviço de Radiologia do Hospital de Faro.
- As barreiras de protecção da sala de Mamografia não exigem cuidados especiais relativamente à sua constituição.
- Em trabalhos futuros, pensa-se que seria interessante actualizar a base de dados referente à distribuição das cargas de trabalho semanal em função da tensão utilizada, uma vez que os valores de Simpkin sobrestimam a espessura necessária para as barreiras de protecção.
- Finalmente, e independentemente da metodologia utilizada, verifica-se que é fundamental estar atento ao rápido desenvolvimento dos equipamentos radiológicos e técnicas de processamento e aquisição de imagens, com vista a assegurar que os requisitos de protecção radiológica são os suficientes para as condições de trabalho actuais e futuras.

---

ANEXOS

**Anexo 1** - Fração da dispersão  $a_1 \times 10^{-6}$  (i.e., multiplique o valor do gráfico por  $10^{-6}$ ) por  $\text{cm}^2$  do feixe de radiação primário a 1 m de distância. [Dados de Trout e Kelley (1972) reanalisados por Simpkin e Dixon (1998) para um ânodo de tungstênio e filtros de alumínio. Os dados relativos à mamografia são de Simpkin (1996), e referem-se a ânodos e filtros de molibdênio] [NCRP, 2004].



**Anexo 2** – Parâmetros adaptativos para feixes de radiação primários [Dados de Archer *et al.* (1194), Legare *et al.* (1978), e Simpkin (1987), interpolados para intervalos de 5 kVp] [NCRP, 2004].

kVp <sup>b</sup>	Lead			Concrete <sup>a</sup>			Gypsum Wallboard		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
25	$4.952 \times 10^1$	$1.940 \times 10^2$	$3.037 \times 10^{-1}$	$3.904 \times 10^{-1}$	1.645	$2.757 \times 10^{-1}$	$1.576 \times 10^{-1}$	$7.175 \times 10^{-1}$	$3.048 \times 10^{-1}$
30	$3.880 \times 10^1$	$1.780 \times 10^2$	$3.473 \times 10^{-1}$	$3.173 \times 10^{-1}$	1.698	$3.593 \times 10^{-1}$	$1.208 \times 10^{-1}$	$7.043 \times 10^{-1}$	$3.613 \times 10^{-1}$
35	$2.955 \times 10^1$	$1.647 \times 10^2$	$3.948 \times 10^{-1}$	$2.528 \times 10^{-1}$	1.807	$4.648 \times 10^{-1}$	$8.878 \times 10^{-2}$	$6.988 \times 10^{-1}$	$4.245 \times 10^{-1}$
40				$1.297 \times 10^{-1}$	$1.780 \times 10^{-1}$	$2.189 \times 10^{-1}$			
45				$1.095 \times 10^{-1}$	$1.741 \times 10^{-1}$	$2.269 \times 10^{-1}$			
50	8.801	$2.728 \times 10^1$	$2.957 \times 10^{-1}$	$9.032 \times 10^{-2}$	$1.712 \times 10^{-1}$	$2.324 \times 10^{-1}$	$3.883 \times 10^{-2}$	$8.730 \times 10^{-2}$	$5.105 \times 10^{-1}$
55	7.839	$2.592 \times 10^1$	$3.499 \times 10^{-1}$	$7.422 \times 10^{-2}$	$1.697 \times 10^{-1}$	$2.454 \times 10^{-1}$	$3.419 \times 10^{-2}$	$8.315 \times 10^{-2}$	$5.606 \times 10^{-1}$
60	6.951	$2.489 \times 10^1$	$4.198 \times 10^{-1}$	$6.251 \times 10^{-2}$	$1.692 \times 10^{-1}$	$2.733 \times 10^{-1}$	$2.985 \times 10^{-2}$	$7.961 \times 10^{-2}$	$6.169 \times 10^{-1}$
65	6.130	$2.409 \times 10^1$	$5.019 \times 10^{-1}$	$5.528 \times 10^{-2}$	$1.696 \times 10^{-1}$	$3.217 \times 10^{-1}$	$2.609 \times 10^{-2}$	$7.597 \times 10^{-2}$	$6.756 \times 10^{-1}$
70	5.369	$2.349 \times 10^1$	$5.881 \times 10^{-1}$	$5.087 \times 10^{-2}$	$1.696 \times 10^{-1}$	$3.847 \times 10^{-1}$	$2.302 \times 10^{-2}$	$7.163 \times 10^{-2}$	$7.299 \times 10^{-1}$
75	4.666	$2.269 \times 10^1$	$6.618 \times 10^{-1}$	$4.797 \times 10^{-2}$	$1.663 \times 10^{-1}$	$4.492 \times 10^{-1}$	$2.066 \times 10^{-2}$	$6.649 \times 10^{-2}$	$7.750 \times 10^{-1}$
80	4.040	$2.169 \times 10^1$	$7.187 \times 10^{-1}$	$4.583 \times 10^{-2}$	$1.549 \times 10^{-1}$	$4.926 \times 10^{-1}$	$1.886 \times 10^{-2}$	$6.093 \times 10^{-2}$	$8.103 \times 10^{-1}$
85	3.504	$2.037 \times 10^1$	$7.550 \times 10^{-1}$	$4.398 \times 10^{-2}$	$1.348 \times 10^{-1}$	$4.943 \times 10^{-1}$	$1.746 \times 10^{-2}$	$5.558 \times 10^{-2}$	$8.392 \times 10^{-1}$
90	3.067	$1.883 \times 10^1$	$7.726 \times 10^{-1}$	$4.228 \times 10^{-2}$	$1.137 \times 10^{-1}$	$4.690 \times 10^{-1}$	$1.633 \times 10^{-2}$	$5.039 \times 10^{-2}$	$8.585 \times 10^{-1}$
95	2.731	$1.707 \times 10^1$	$7.714 \times 10^{-1}$	$4.068 \times 10^{-2}$	$9.705 \times 10^{-2}$	$4.406 \times 10^{-1}$	$1.543 \times 10^{-2}$	$4.571 \times 10^{-2}$	$8.763 \times 10^{-1}$
100	2.500	$1.528 \times 10^1$	$7.557 \times 10^{-1}$	$3.925 \times 10^{-2}$	$8.567 \times 10^{-2}$	$4.273 \times 10^{-1}$	$1.466 \times 10^{-2}$	$4.171 \times 10^{-2}$	$8.939 \times 10^{-1}$
105	2.364	$1.341 \times 10^1$	$7.239 \times 10^{-1}$	$3.808 \times 10^{-2}$	$7.862 \times 10^{-2}$	$4.394 \times 10^{-1}$	$1.397 \times 10^{-2}$	$3.815 \times 10^{-2}$	$9.080 \times 10^{-1}$
110	2.296	$1.170 \times 10^1$	$6.827 \times 10^{-1}$	$3.715 \times 10^{-2}$	$7.436 \times 10^{-2}$	$4.752 \times 10^{-1}$	$1.336 \times 10^{-2}$	$3.521 \times 10^{-2}$	$9.244 \times 10^{-1}$
115	2.265	$1.021 \times 10^1$	$6.363 \times 10^{-1}$	$3.636 \times 10^{-2}$	$7.201 \times 10^{-2}$	$5.319 \times 10^{-1}$	$1.283 \times 10^{-2}$	$3.271 \times 10^{-2}$	$9.423 \times 10^{-1}$
120	2.246	8.950	$5.873 \times 10^{-1}$	$3.566 \times 10^{-2}$	$7.109 \times 10^{-2}$	$6.073 \times 10^{-1}$	$1.235 \times 10^{-2}$	$3.047 \times 10^{-2}$	$9.566 \times 10^{-1}$
125	2.219	7.923	$5.386 \times 10^{-1}$	$3.502 \times 10^{-2}$	$7.113 \times 10^{-2}$	$6.974 \times 10^{-1}$	$1.192 \times 10^{-2}$	$2.863 \times 10^{-2}$	$9.684 \times 10^{-1}$
130	2.170	7.094	$4.909 \times 10^{-1}$	$3.445 \times 10^{-2}$	$7.160 \times 10^{-2}$	$7.969 \times 10^{-1}$	$1.155 \times 10^{-2}$	$2.702 \times 10^{-2}$	$9.802 \times 10^{-1}$
135	2.102	6.450	$4.469 \times 10^{-1}$	$3.394 \times 10^{-2}$	$7.263 \times 10^{-2}$	$9.099 \times 10^{-1}$	$1.122 \times 10^{-2}$	$2.561 \times 10^{-2}$	$9.901 \times 10^{-1}$
140	2.009	5.916	$4.018 \times 10^{-1}$	$3.345 \times 10^{-2}$	$7.476 \times 10^{-2}$	1.047	$1.088 \times 10^{-2}$	$2.436 \times 10^{-2}$	$9.964 \times 10^{-1}$
145	1.895	5.498	$3.580 \times 10^{-1}$	$3.296 \times 10^{-2}$	$7.875 \times 10^{-2}$	1.224	$1.056 \times 10^{-2}$	$2.313 \times 10^{-2}$	$9.987 \times 10^{-1}$
150	1.757	5.177	$3.156 \times 10^{-1}$	$3.243 \times 10^{-2}$	$8.599 \times 10^{-2}$	1.467	$1.030 \times 10^{-2}$	$2.198 \times 10^{-2}$	1.013

$kVp^b$	Steel			Plate Glass			Wood		
	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$	$\alpha$ (mm <sup>-1</sup> )	$\beta$ (mm <sup>-1</sup> )	$\gamma$
25	9.364	$4.125 \times 10^1$	$3.202 \times 10^{-1}$	$3.804 \times 10^{-1}$	1.543	$2.869 \times 10^{-1}$	$2.230 \times 10^{-2}$	$4.340 \times 10^{-2}$	$1.937 \times 10^{-1}$
30	7.406	$4.193 \times 10^1$	$3.959 \times 10^{-1}$	$3.061 \times 10^{-1}$	1.599	$3.693 \times 10^{-1}$	$2.166 \times 10^{-2}$	$3.966 \times 10^{-2}$	$2.843 \times 10^{-1}$
35	5.716	$4.341 \times 10^1$	$4.857 \times 10^{-1}$	$2.396 \times 10^{-1}$	1.694	$4.683 \times 10^{-1}$	$1.901 \times 10^{-2}$	$3.873 \times 10^{-2}$	$3.732 \times 10^{-1}$
50	1.817	4.840	$4.021 \times 10^{-1}$	$9.721 \times 10^{-2}$	$1.799 \times 10^{-1}$	$4.912 \times 10^{-1}$	$1.076 \times 10^{-2}$	$1.862 \times 10^{-3}$	1.170
55	1.493	4.515	$4.293 \times 10^{-1}$	$8.552 \times 10^{-2}$	$1.661 \times 10^{-1}$	$5.112 \times 10^{-1}$	$1.012 \times 10^{-2}$	$1.404 \times 10^{-3}$	1.269
60	1.183	4.219	$4.571 \times 10^{-1}$	$7.452 \times 10^{-2}$	$1.539 \times 10^{-1}$	$5.304 \times 10^{-1}$	$9.512 \times 10^{-3}$	$9.672 \times 10^{-4}$	1.333
65	$9.172 \times 10^{-1}$	3.982	$4.922 \times 10^{-1}$	$6.514 \times 10^{-2}$	$1.443 \times 10^{-1}$	$5.582 \times 10^{-1}$	$8.990 \times 10^{-3}$	$6.470 \times 10^{-4}$	1.353
70	$7.149 \times 10^{-1}$	3.798	$5.378 \times 10^{-1}$	$5.791 \times 10^{-2}$	$1.357 \times 10^{-1}$	$5.967 \times 10^{-1}$	$8.550 \times 10^{-3}$	$5.390 \times 10^{-4}$	1.194
75	$5.793 \times 10^{-1}$	3.629	$5.908 \times 10^{-1}$	$5.291 \times 10^{-2}$	$1.280 \times 10^{-1}$	$6.478 \times 10^{-1}$	$8.203 \times 10^{-3}$	$6.421 \times 10^{-4}$	1.062
80	$4.921 \times 10^{-1}$	3.428	$6.427 \times 10^{-1}$	$4.955 \times 10^{-2}$	$1.208 \times 10^{-1}$	$7.097 \times 10^{-1}$	$7.903 \times 10^{-3}$	$8.640 \times 10^{-4}$	$9.703 \times 10^{-1}$
85	$4.355 \times 10^{-1}$	3.178	$6.861 \times 10^{-1}$	$4.721 \times 10^{-2}$	$1.140 \times 10^{-1}$	$7.786 \times 10^{-1}$	$7.686 \times 10^{-3}$	$1.056 \times 10^{-3}$	1.015
90	$3.971 \times 10^{-1}$	2.913	$7.204 \times 10^{-1}$	$4.550 \times 10^{-2}$	$1.077 \times 10^{-1}$	$8.522 \times 10^{-1}$	$7.511 \times 10^{-3}$	$1.159 \times 10^{-3}$	1.081
95	$3.681 \times 10^{-1}$	2.654	$7.461 \times 10^{-1}$	$4.410 \times 10^{-2}$	$1.013 \times 10^{-1}$	$9.222 \times 10^{-1}$	$7.345 \times 10^{-3}$	$1.133 \times 10^{-3}$	1.116
100	$3.415 \times 10^{-1}$	2.420	$7.645 \times 10^{-1}$	$4.278 \times 10^{-2}$	$9.466 \times 10^{-2}$	$9.791 \times 10^{-1}$	$7.230 \times 10^{-3}$	$9.343 \times 10^{-4}$	1.309
105	$3.135 \times 10^{-1}$	2.227	$7.788 \times 10^{-1}$	$4.143 \times 10^{-2}$	$8.751 \times 10^{-2}$	1.014	$7.050 \times 10^{-3}$	$6.199 \times 10^{-4}$	1.365
110	$2.849 \times 10^{-1}$	2.061	$7.897 \times 10^{-1}$	$4.008 \times 10^{-2}$	$8.047 \times 10^{-2}$	1.030	$6.921 \times 10^{-3}$	$1.976 \times 10^{-4}$	3.309
115	$2.579 \times 10^{-1}$	1.922	$8.008 \times 10^{-1}$	$3.878 \times 10^{-2}$	$7.394 \times 10^{-2}$	1.033	$6.864 \times 10^{-3}$	$-3.908 \times 10^{-4}$	$6.469 \times 10^{-1}$
120	$2.336 \times 10^{-1}$	1.797	$8.116 \times 10^{-1}$	$3.758 \times 10^{-2}$	$6.808 \times 10^{-2}$	1.031	$6.726 \times 10^{-3}$	$-8.308 \times 10^{-4}$	1.006
125	$2.130 \times 10^{-1}$	1.677	$8.217 \times 10^{-1}$	$3.652 \times 10^{-2}$	$6.304 \times 10^{-2}$	1.031	$6.584 \times 10^{-3}$	$-1.214 \times 10^{-3}$	1.192
130	$1.969 \times 10^{-1}$	1.557	$8.309 \times 10^{-1}$	$3.561 \times 10^{-2}$	$5.874 \times 10^{-2}$	1.037	$6.472 \times 10^{-3}$	$-1.539 \times 10^{-3}$	1.285
135	$1.838 \times 10^{-1}$	1.440	$8.391 \times 10^{-1}$	$3.481 \times 10^{-2}$	$5.519 \times 10^{-2}$	1.049	$6.306 \times 10^{-3}$	$-1.731 \times 10^{-3}$	1.465
140	$1.724 \times 10^{-1}$	1.328	$8.458 \times 10^{-1}$	$3.407 \times 10^{-2}$	$5.145 \times 10^{-2}$	1.057	$6.191 \times 10^{-3}$	$-1.849 \times 10^{-3}$	1.530
145	$1.616 \times 10^{-1}$	1.225	$8.519 \times 10^{-1}$	$3.336 \times 10^{-2}$	$4.795 \times 10^{-2}$	1.063	$6.115 \times 10^{-3}$	$-1.869 \times 10^{-3}$	1.498
150	$1.501 \times 10^{-1}$	1.132	$8.566 \times 10^{-1}$	$3.266 \times 10^{-2}$	$4.491 \times 10^{-2}$	1.073	$6.020 \times 10^{-3}$	$-1.752 \times 10^{-3}$	1.483

<sup>a</sup> Os parâmetros adaptativos para *concrete* (betão ou alvenaria de tijolo) assumem o seu peso standard;

<sup>b</sup> Os dados de 25 a 35 kVp referem-se a tubos de raios X com ânodos de molibdénio. Todos os outros dados são para tubos com ânodos de tungsténio.

### Anexo 3 – Tabela resumo das equações utilizadas.

Designação	Equação	Unidade
Taxa de Kerma no ar devido à radiação primária [NCRP, 2004]	$K_p [x_{tot}, kVp] = \frac{K_0 [kVp] \cdot T \cdot U \cdot W [kVp]}{d_p^2} \cdot B_p [x_{tot}, kVp]$	[mGy · sem <sup>-1</sup> ]
Taxa de Kerma no ar devido à radiação secundária [NCRP, 2004]	$K_s [x, \theta, kVp] = \frac{K_0 [kVp] \cdot W [kVp] \cdot a_1 [\theta, kVp] \times 10^{-6} \cdot (1 - U) \cdot T \cdot \frac{F}{d_F^2}}{d_s^2} \cdot B_p [x, kVp]$	[mGy · sem <sup>-1</sup> ]
Taxa de Kerma no ar devido à radiação de fuga [NCRP, 2004]	$K_L [x, kVp] = \frac{C \cdot W [kVp] \cdot (1 - U) \cdot T \cdot e^{\left[ \frac{-(\ln 2) \cdot x}{x_{1/2}} \right]}}{I_{max} \cdot d_L^2}$	[mGy · sem <sup>-1</sup> ]
Taxa de Kerma no ar Total [NCRP, 2004]	$K_T = K_p + K_s + K_L$	[mGy · sem <sup>-1</sup> ]
Transmissão do feixe através de uma barreira [Archer, 1983]	$B = \left[ \left( 1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha \cdot \gamma \cdot x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}}$	-

$K_0$  - Débito de dose do feixe primário por unidade de carga a 1 m do foco da ampola [mGy · mA<sup>-1</sup> · min<sup>-1</sup>]

T - Factor de ocupação da área a proteger

U - Factor de Utilização da barreira onde incide o feixe de radiação primário

W - Carga de trabalho semanal ou factor *workload* [ $\text{mA} \cdot \text{min} \cdot \text{sem}^{-1}$ ]

$B_p$  - Transmissão da radiação através de uma determinada barreira

$a_1$  - Factor de dispersão da radiação em função do ângulo por unidade de área a 1 m de distância da fonte de radiação secundária (paciente) [ $\text{cm}^{-2}$ ]

F - Tamanho do campo de incidência do feixe primário sobre o paciente [ $\text{cm}^2$ ]

C - Constante de radiação de fuga a 1 m do foco da ampola [ $\text{mGy} \cdot \text{min}^{-1}$ ]

$x_{1/2}$  - Espessura hemi-redutora [mm]

x - Espessura da barreira [mm]

$d_p$  - Distância da ampola ao local a proteger [m]

$d_s$  - Distância da fonte de radiação secundária ao local a proteger [m]

$d_F$  - Distância da ampola à fonte de radiação secundária [m]

$d_L$  - Distância da cúpula da ampola ao local a proteger [m]

$I_{\text{max}}$  - Corrente máxima do tubo de raios-X [mA]

$\alpha, \beta$  - Parâmetros adaptativos de Archer para o feixe de radiação primário [ $\text{mm}^{-1}$ ]

$\gamma$  - Parâmetro adaptativo de Archer para o feixe de radiação primário

**Anexo 4** – Estatística do Hospital de Faro, referente aos exames realizados na sala de Radiologia Convencional (Sala 2).



Serviço da Radiologia

**Estatística de Exames por Sala(s) com Tipos de Exame de**  
**01-09-2006 a 30-11-2006**

Serviço de Imagiologia

Sala	Tipo de Exame	Nº de Exames	Tempo (min.)
<b>Sala 2 - RX Conv.</b>	Ab dómen	2.220	11100
	Cabeça e Pescoço	1.275	6375
	Coxina e Bacia	1.817	9085
	<del>Diversos</del>	<del>1.374</del>	<del>60</del>
	Membros Inferiores	2.138	10690
	Membros Superiores	2.257	11285
	Tórax	6.008	30040
	<b>Total da Sala</b>	<b>17.089</b>	<b>78635</b>
	<b>TOTAL</b>	<b>17.089</b>	<b>78635</b>

$$17.089 - 1.374 = 15.715$$

**Anexo 5** – Características técnicas do equipamento de Radiologia Convencional Móvel.

<b>Radiologia Convencional Móvel</b>	
Marca	Phillips
Modelo	Practix 100
Nº modelo homologado (CE)	336/82
Data de fabrico	1997
Gerador	Monofásico
Tensão máxima	120 kV
Intensidade máxima	120 mA
Filtração Total	2,5 mm Al
Foco Real	1,8 / 0,8 mm
Ano de aquisição	1997

## Anexo 6 – Protocolos utilizados e medições efectuadas para a determinação do DLP

Crânio	
Espessura de corte x Colimação	6 x 2 mm
Tamanho do scan	44 mm
Tempo de rotação	3 s
Intensidade	260 mAs
Tensão	130 kV

Tórax	
Espessura de corte x Colimação	6 x 2 mm
Pitch	1
Tamanho do scan	24 mm
Intensidade	Care dose
Tensão	

Abdómen	
Espessura de corte x Colimação	6 x 2 mm
Pitch	1
Tamanho do scan	24 mm
Intensidade	Care dose
Tensão	

Pélvico	
Espessura de corte x Colimação	6 x 2 mm
Pitch	1,25
Tamanho do scan	24 mm
Intensidade	Care dose
Tensão	

Crânio					
[mGy]					
	C (1)	12h (2)	3h (3)	6h (4)	9h (5)
	64,34	69,26	64,72	60,78	64,74
	64,38	69,34	64,70	60,82	62,86
	64,36	69,42	66,58	60,72	62,82
Média	64,36	69,34	65,3	60,8	63,5
$CTDI_{vol} = \frac{\frac{1}{3}CTDI_{centro} + \frac{2}{3}CTDI_{periferia}}{pitch} \quad \text{logo } CTDI_{crânio} = 64,6 \text{ mGy}$					

<b>Corpo (Tórax)</b>					
[mGy]					
	C (1)	12h (2)	3h (3)	6h (4)	9h (5)
	9,10	17,86	14,36	15,72	14,42
	9,00	18,88	14,38	13,08	14,72
	9,06	17,44	14,40	14,14	17,24
Média	9,05	18,06	14,38	14,31	15,46

$$CTDI_{vol} = \frac{\frac{1}{3}CTDI_{centro} + \frac{2}{3}CTDI_{periferia}}{pitch} \quad \text{logo } CTDI_{Tórax} = 13,4 \text{ mGy}$$

<b>Corpo (Abdómen)</b>					
[mGy]					
	C (1)	12h (2)	3h (3)	6h (4)	9h (5)
	9,34	14,14	15,14	18,94	15,70
	9,42	17,36	15,82	17,30	15,92
	9,58	13,52	16,12	17,96	19,40
Média	9,4	15	15,7	18,1	17,0

$$CTDI_{vol} = \frac{\frac{1}{3}CTDI_{centro} + \frac{2}{3}CTDI_{periferia}}{pitch} \quad \text{logo } CTDI_{Abdómen} = 14,1 \text{ mGy}$$

<b>Corpo (Pélvico)</b>					
[mGy]					
	C (1)	12h (2)	3h (3)	6h (4)	9h (5)
	10,88	20,26	18,70	15,18	22,54
	10,74	24,92	21,52	17,96	24,92
	10,92	20,30	21,36	15,66	20,30
Média	10,85	21,83	20,53	16,27	21,83

$$CTDI_{vol} = \frac{\frac{1}{3}CTDI_{centro} + \frac{2}{3}CTDI_{periferia}}{pitch} \quad \text{logo } CTDI_{Pélvico} = \frac{17,1}{1,5} = 13,7 \text{ mGy}$$

## Referências Bibliográficas

- [Archer, 1983] Archer, B.R., e tal. (1983). Medical Physics: *Diagnostic X Ray shielding design based on an empirical model of photonattenuation*. Vol.44, nº5, p.507-517.
- [Archer, 1994] Archer, B.R., e tal. (1994). Medical Physics: *Attenuation properties of diagnostic x-ray shielding materials*. Vol.21, nº9, p. 1499-1507.
- [Archer, 1995] Archer, B. R. (1995). Health Physics: *History of the shielding of Diagnostic X-ray Facilities*. Vol.69, nº5, p.750-758.
- [BIR/IPEM, 2000] Report of a joint BIR/IPEM working party. (2000). *Radiation Shielding for Diagnostic x-rays*. British Institute of Radiology.
- [Carvalho, 2008] Carvalho, R. (2008). Relatório do estágio da Licenciatura: *Desenvolvimento de uma aplicação computacional com base na metodologia 147 do NCRP para a determinação das barreiras de protecção em radiodiagnóstico*.
- [Costa, 2008] Costa, J. (2008). Tese de Mestrado: *Protecção radiológica no Serviço de Imagiologia do Hospital do Litoral Alentejano*.
- [DAMAS, 2006] Damas, K, F. (2006). Tratado Prático de Radiologia: *Física aplicada à Radiologia*. Ed. Yendis
- [DIN, 1974] Deutsches Institut fur Normung. (1974). *Medical x-ray equipment up to 300 kV – Radiation protection rules for installation*.
- [Dixon, 1994] Dixon, R.L. (2003). Medical Physics: *On the primary barrier in diagnostic x-ray shielding*. Vol.21, nº11, p.1785-1793.
- [Dixon, 2003] Dixon, R.L. (2003). Medical Physics: *A new look at Ct dose measurement: Beyond CTDI*. Vol.30, nº6, p. 1272 – 1280.
- [DL nº 167/2002] Diário da República (2002) Decreto-Lei nº167/2002, Nº 164. Série IA.
- [DL nº 180/2002] Diário da República (2002) Decreto-Lei nº180/2002, Nº 182. Série IA.
- [DL nº 222/2008] Diário da República (2008) Decreto-Lei nº222/2008, Nº 223. Série IA.

- [EC, 1999] European Commission. (1999). *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*. Relatório EUR 16262. Luxemburgo.
- [Euratom, 1996] Euratom. (1996). Directiva nº 96/29 do Conselho de 13 de Maio.
- [Euratom, 1997] Euratom. (1997). Directiva nº 97/43 do Conselho de 30 de Junho.
- [ICRP, 2007] International Commission on Radiological Protection. (2007). *The 2007 Recommendations of the ICRP*. Publicação nº 103.
- [ICRP, 1991] International Commission on Radiological Protection. (1991). *Recommendations of the International Commission of Radiological Protection*. Publicação nº 60.
- [ICRU, 1998] International Commission on Radiation Units and Measurements. (1998). *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. Relatório 60. Bethesda.
- [IEC, 2002] International Electrotechnical Commission. (2002). *Medical Electrical Equipment: Particular Requirements for the Safety of X-ray Equipment for Computed Tomography*. 1ª amendment. 2ª ed. New York.
- [IPEM, 1997] Institute of Physics and Engineering in Medicine. (2004). *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra & Other Data*. Relatório nº78.
- [KEMP, 2003] Kemp, C., Baracat, F. F., Rostagno, R. (2003). Lesões não palpáveis da mama – diagnóstico e tratamento: *Controlo de qualidade da imagem*. Rio de Janeiro: Revinter. p. 3-16.
- [KOPANS, 2000] Kopans, D. B. (2000) *Imagem da Mama: Equipamento e física básica*. 2ª ed. São Paulo: Medsi
- [Larson, 2006] Larson, S., et al, (2006). *Medical Physics: Comparison of the CT Scatter Fractions Provided in NCRP Report No. 147 to Scanner-Specific Scatter Fraction and the Consequences for Calculated Barrier Thickness*. Vol.33, Nº6, p. 2210.
- [LEE, 2001] Lee, J., Sagel, S., Stanley, R., Heiken, J. (2001) *Tomografia Computadorizada do corpo em correlação com a Ressonância Magnética: Princípios físicos e considerações sobre a qualidade da imagem*. Vol.1. 3ª ed. Brazil: Guanabara Koogan.
- [Lima, 2005] Lima, J. (2005). *Técnicas de diagnóstico com raios X – Aspectos Físicos e Biofísicos*. Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra.

- [Lima, 2007] Lima, J. (2007). *Additional risk in radiological diagnosis*. Radioprotecção, II. p.81-90.
- [NCRP, 2004] National Council on Radiation Protection and Measurements. (2004). *Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities*. Relatório 147. Bethesda.
- [Silverman, 2002] Silverman, P. (2002). *Multislice Computed Tomography*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- [Siemens, 2004] Schröder, T. (2004). *CT Detector Know-How: How Ceramic and Electronics become Medical Technology*. Medical Solutions. p.64-70.
- [Simpkin, 1996] Simpkin, D.J. (1996). *Medical Physics: Evaluation of NCRP Report No. 49 assumptions on workloads and use factors in diagnostic radiology facilities*. Vol.23, nº4, p.577-584.
- [Simpkin e Dixon, 1998] Simpkin, D.J., Dixon, R.L. (1998). *Health Physics: Secondary shielding barriers for diagnostic x-ray facilities: Scatter and leakage revisited*. Vol.74, nº3, p. 350-365
- [Stenvers, 1896] Stenvers, L.G. (1896). *Injurious effects on the skin*. Vol.1, p.998.
- [Sutton, 2000] Sutton, D. G.; Williams, J. R. (2000). *Radiation Shielding for Diagnostic X-rays*. British Institute of Radiology.
- [Sutton, 2005] Sutton, D. G.; Williams, J. R. (2005). *Factors for calculating the attenuation of barium plaster*. British Journal of Radiology.
- [Trout, 1972] Trout, E.D. e Kelly, J.P. (1972). *Scattered radiation from a tissue-equivalent phantom for x rays from 50 to 300 kVp*. Radiology: Vol.104, nº1, p.161-169.