

Efeito da Blindagem em exames CT usando Modulação Automática de Intensidade de Corrente

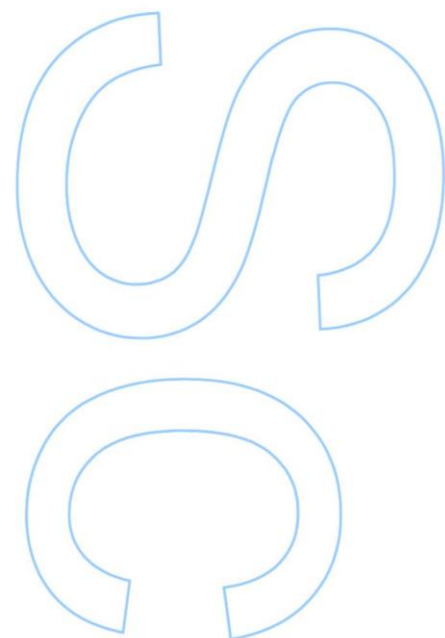
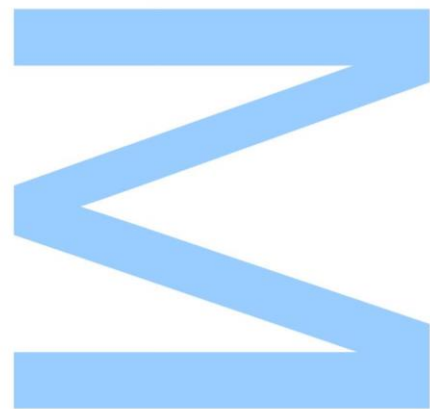
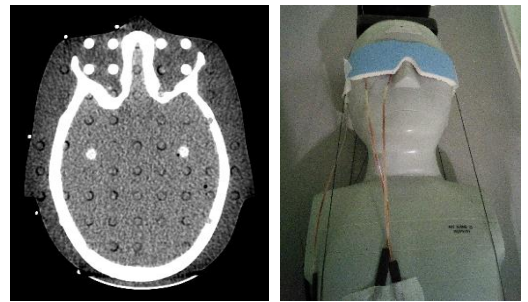
Diana Pereira Oliveira

Mestrado em Física Médica

Departamento de Física e Astronomia
2016

Orientador

Sandra Sarmento, Assistente de Saúde, Instituto Português de Oncologia do Porto, EPE

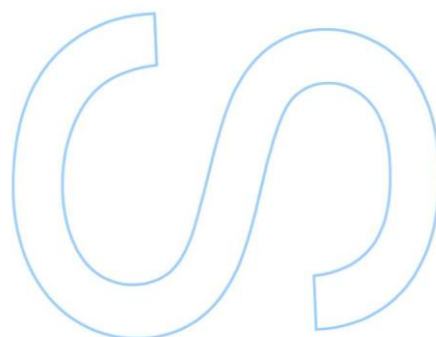
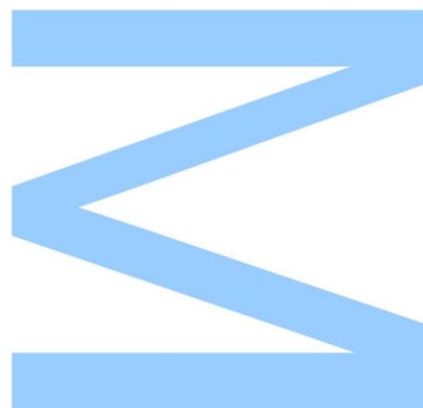




Todas as correções determinadas pelo júri,
e só essas, foram efetuadas.

O Presidente do Júri,

Porto, ____/____/____



Agradecimentos

Agradeço ao Instituto Português de Oncologia do Porto (IPO-Porto) e à Faculdade de Ciências da Universidade do Porto pela proposta de realização deste projeto e pela disponibilização dos recursos e meios indispensáveis à sua concretização.

Agradeço especialmente à Dra. Sandra Sarmento pela valiosa orientação, assim como pelo apoio e motivação, que foram essenciais à concretização deste projeto. Demonstro também o meu profundo agradecimento por toda a orientação e apoio incondicionais que me estimularam a querer saber mais e desenvolver mais neste projeto.

Agradeço ao coordenador do Mestrado em Física Médica, Professor Doutor Joaquim Moreira pela oportunidade de frequentar este mestrado que tanto contribui para o enriquecimento da minha formação académica e pessoal.

Agradeço ao serviço de Física Médica do Instituto Português de Oncologia do Porto (IPO-Porto), em especial ao Bruno Mendes por toda a ajuda e paciência, à Vera Antunes pelo apoio e companhia e ao Filipe Dias. A estes agradeço ainda por todos os momentos de descontração.

Agradeço às minhas colegas do mestrado, Susana, Teresa e Vera pela amizade, compreensão e ajuda.

Aos sobreviventes, Juan e Joana, um especial obrigado por toda a ajuda, apoio e companhia nas alturas mais difíceis. Para vocês: chegamos ao fim!

Aos meus amigos de Aveiro, David, Rui, Fortunado e Beatriz um obrigado pelos momentos proporcionados. E em especial à minha amiga Beatriz que desde sempre (bem, não sempre porque apenas nos conhecemos na Licenciatura de Física) foi um apoio, e mesmo longe nunca deixou esse apoio de estar presente, um muito obrigado por toda a paciência, pelos desabafos e toda a companhia, sempre que possível, e por aquilo que tanto nos une.

Agradeço ainda ao Professor Doutor Ricardo Dias da Universidade de Aveiro por todo o apoio e incentivo para que seguisse o mestrado e também por ter sempre uma palavra amiga.

Ao Bruno, o meu namorado, agradeço especialmente pela compreensão da distância, a luta diária. Agradeço-te pela confiança que tens em mim e por toda a força que me dás. Obrigada por toda a ajuda, paciência, dedicação e apoio incondicionais e pelo carinho em todos os momentos. Obrigada por tudo!

À minha família, em especial aos meus pais e irmã, agradeço-vos tudo! Sem vocês isto não seria possível. Agradeço por todo o carinho, apoio e dedicação, que constantemente foi sentido e que me deram forças para continuar. Obrigada ainda por me proporcionarem este momento e a vós dedico este finalizar de mais uma etapa, a Etapa.

Resumo

Pretendeu-se com a realização deste trabalho determinar se a atenuação da blindagem conseguia compensar o aumento da intensidade de corrente provocado pela presença da blindagem, quando esta era usada juntamente com modulação automática de corrente num *scanner* MDCT.

O estudo foi realizado em dois *scanners* MDCT de 16 cortes, *Toshiba Aquilion RXL* e *GE LightSpeed*, instalados no Instituto Português de Oncologia do Porto (IPO-Porto), usando três tipos de fantasmas: Lung/Chest e Female ART (*"Alderson Radiation Therapy"*) e Rupert (*CIRS ATOM*; modelo 705).

Foram efetuadas medições de comparação entre intensidade de corrente constante e automaticamente modulada, com a presença ou ausência de blindagens de bismuto (cor amarela; *Shielding International*) e de bário (cor azul; *Kemmetech*). O efeito da espessura e da presença de um espaçador de blindagem foram também avaliados. Para medição de doses no tórax e olhos foram ainda implementados MOSFETs (*Best Medical Canada*) no interior e superfície do fantoma Rupert.

Numa primeira fase exploratória foram feitos estudos que serviram de base para o restante trabalho. Esses estudos preliminares permitiram saber que intensidades de corrente escolher de modo a impedir a saturação da corrente quando a blindagem fosse colocada, assim como concluir que os *scanners* se baseavam nos topogramas adquiridos para fazer a seleção da intensidade de corrente a aplicar posteriormente ao fantoma, durante a aquisição.

O trabalho evoluiu depois no sentido de explorar métodos e estratégias que permitissem reduzir a dose aplicada ao paciente. Verificou-se que a maior percentagem de redução de dose nos olhos (40%) foi obtida para a blindagem amarela, resultando, no entanto, numa maior deposição de dose nas outras posições comparativamente à obtida para a blindagem azul (27% de redução de dose nas mesmas posições). Concluiu-se também que a menor dose depositada nos fantasmas era conseguida quando qualquer das blindagens eram aplicadas sem espaçador.

No caso dos exames ao tórax, fez-se a comparação entre blindagem dupla e simples, sendo que para a blindagem amarela simples se obteve uma redução máxima de dose de 42% para posições colocadas sobre o tecido mamário. Nas mesmas condições, a blindagem azul (dupla) não obteve redução de dose significativa para o tecido mamário, tendo contribuído para o aumento da dose nas outras posições (até 50%). Claramente, a espessura da blindagem utilizada é determinante. Verificou-se que não compensa utilizar blindagem mais espessa (com maior atenuação) em combinação com o ATCM.

PALAVRAS-CHAVE: CT, CT torácico, MDCT, fantoma, blindagem de bismuto, blindagem de bário, MOSFETs, redução de dose, modulação de intensidade de corrente, ATCM

Abstract

The aim of this project was to determine if the attenuation provided by the shielding could compensate the increase in current intensity caused by the presence of the shielding, when used simultaneously with the automatic current modulation in an MDCT scanner.

The study was carried using two 16-slices MDCT scanner, *Toshiba Aquilion RXL* and *GE LightSpeed*, installed in the Portuguese oncology institute (IPO – Porto), and three phantoms: Lung/Chest and Female ART (*“Alderson Radiation Therapy”*) and Rupert (*CIRS ATOM*; model 705).

Comparison tests were performed between constant- and automatically-modulated current intensity (ATCM), with and without bismuth shielding (yellow shielding; *Shielding International*) and barium shielding (blue; *Kemmetech*). The impact of thickness and shielding-spacer layer were evaluated as well. Additionally, for the measurement of the deposited doses onto the chest and eyes, MOSFET dosimeters (*Best Medical Canada*) were introduced atop and inside Rupert phantom.

In a first exploratory phase, several studies were made which served as a base for the remainder of the project. Those preliminary studies indicated which current intensities should be chosen so as to avoid the saturation of current subsequently to the shielding introduction. It was also possible to conclude at this stage that the scanners relied on the acquired Scout view for the selection of the current intensity to be employed to the phantom during acquisition.

Afterwards, the project evolved into designing of methods and strategies that could be used to reduce the radiation dose applied to the patient. It was seen that the highest percentage of dose reduction on the eyes (40%) was possible by using the yellow shielding, resulting, however, in a higher dose being deposited in the other positions. This was not the case for the blue shielding, for which case a 27% dose reduction in the same regions was attained. It was also concluded that the smallest dose occurred when any of the shielding were used without a spacer.

In the chest exams, the single and double shielding were compared to one another. It turned out that the single yellow shielding allowed for a maximum dose reduction of 42% in the mammary tissue region. For the same conditions, the double blue shielding did not result in a meaningful dose reduction, actually contributing to an increase in the dose on other positions (up to 50% increase). Clearly, the thickness of the shielding is a determinant factor. It was concluded that using a thicker shielding (with corresponding higher attenuation) simultaneously with ATCM did not allow for a reduction of the dose.

KEYWORDS: CT, thoracic CT, MDCT, phantom, bismuth shielding, barium shielding, MOSFETs, dose reduction, tube current modulation, ATCM

Índice

Agradecimentos	I
Resumo	III
Abstract	IV
Índice	V
Lista de Figuras	IX
Lista de Tabelas	XIV
Lista de Acrónimos	XVII
Introdução.....	1
Interação da Radiação com a Matéria	3
2.1. Interações das Partículas Carregadas	3
2.1.1. Ionização, Excitação e Perdas Radiativas	3
2.2. Interações de Raios-X e Raios- γ	6
2.2.1. Dispersão de Rayleigh (<i>Rayleigh Scattering</i>).....	6
2.2.2. Dispersão de Compton (<i>Compton Scattering</i>).....	6
2.2.3. Efeito Fotoelétrico.....	7
2.3. Atenuação de Raios-X e Raios- γ	8
2.3.1. Coeficiente de Atenuação Linear, μ	9
2.3.2. Coeficiente de Atenuação Mássico, μ/ρ	9
2.3.3. Camada Semirredutora (<i>Half Value Layer</i> , HVL)	10
2.4. Absorção de Energia dos Raios-X e Raios- γ	13
2.4.1. Fluência, Fluxo e Fluência de Energia	13
2.4.2. Kerma.....	13
2.4.3. Dose Absorvida	16

2.4.4.	Exposição	17
2.5.	Dose Equivalente e Dose Efetiva.....	18
2.5.1.	Dose Equivalente	18
2.5.2.	Dose Efetiva	19
2.6.	Efeitos Determinísticos e Efeitos Estocásticos.....	20
2.7.	Princípio ALARA.....	21
	Tubos de Raios-X	22
3.1.	<i>X-Ray Tube Insert</i>	23
3.2.	<i>X-Ray Tube Housing</i>	24
3.3.	Colimadores	24
	Tomografia Computorizada.....	25
4.1.	Princípios Básicos	25
4.1.1.	Aquisição Tomográfica	26
4.1.2.	Reconstrução Tomográfica.....	27
4.2.	Geometria e Desenvolvimento.....	28
4.2.1.	Primeira e Segunda Geração	28
4.2.2.	Terceira e Quarta Geração	29
4.2.3.	Quinta Geração: EBCT	31
4.2.4.	Sexta Geração: Helical	31
4.2.5.	Sétima Geração: Matriz Detetores Múltiplos	32
4.3.	Reconstrução de Imagem e Processamento	33
4.3.1.	Pré-processamento dos Dados	33
4.3.2.	Sinograma	34
4.3.3.	Interpolação (<i>Helical Scans</i>)	34
4.3.4.	Retroprojeção	35
4.3.5.	<i>Kernels</i> : Ossos e Tecido Mole	37

4.3.6.	Números CT ou Unidades de Hounsfield.....	38
4.4.	Redução de Dose em Radiodiagnóstico	40
4.4.1.	Blindagens.....	40
4.4.2.	Métodos de Modulação de Intensidade de Corrente.....	40
4.5.	Protocolos	42
4.6.	Medidas de Dose.....	43
4.7.	Passo da Hélice (<i>"Pitch"</i>)	45
	Estado da Arte	47
	Materiais e Métodos.....	53
6.1.	Materiais.....	53
6.1.1.	<i>Scanner</i> CT	53
6.1.2.	Fantomas	53
6.1.3.	Blindagens.....	54
6.1.4.	Filmes <i>Gafchromic</i>	56
6.1.5.	Câmaras de Ionização	57
6.1.6.	Dosímetro MOSFET e Sistema mobileMOSFET	57
6.2.	Métodos.....	59
6.2.1.	Tratamento de Dados	59
6.2.2.	Posicionamento dos MOSFETs.....	60
6.2.3.	Fantoma Lung/Chest	60
6.2.4.	Fantoma Rupert.....	61
6.2.5.	Fantoma Female ART	65
6.2.6.	Calibração dos MOSFETs	65
	Resultados e Discussão	68
7.1.	Comportamento dos <i>Scanners</i> CT.....	68
7.1.1.	Variação de Intensidade de Corrente Mínima.....	68

7.1.2.	Deteção da Blindagem	69
7.1.3.	Posicionamento dos MOSFETs em Gráficos $I(z)$	71
7.2.	Comparação das Blindagens.....	73
7.3.	Estudo com MOSFETs	74
7.3.1.	Equação e Curva de Calibração	74
7.3.2.	Fatores de Calibração	75
7.3.3.	Medidas de Dose.....	76
Conclusões.....		89
Referências		92
Anexo I – Tabelas de Aquisições		I
Anexo II – Medições de Dose		VIII

Lista de Figuras

Figura 1: Representação esquemática: (A) Excitação e desexcitação. (B) Ionização [1].	4
Figura 2: Esquema do percurso do eletrão num meio e do percurso de uma partícula alfa (partículas pesadas) [1].	5
Figura 3: Representação esquemática de dispersão de Rayleigh. Adaptado de [1].	6
Figura 4: Representação esquemática da dispersão de Compton. Fóton incidente com energia E_γ , eletrão de Compton com energia cinética E_c e fóton de scattering com energia E_γ' . Adaptado de [1].	7
Figura 5: Representação esquemática do efeito fotoelétrico e emissão de raios-X característicos resultantes do preenchimento de lacunas. Adaptado de [1].	8
Figura 6: Esquema das geometrias de feixe estreito (A) e feixe amplo (B) [1].	10
Figura 7: Distribuição de energia de bremsstrahlung, para um potencial de aceleração de 90 kVp. (a) Espectro de bremsstrahlung não filtrado. (b) Espectro de bremsstrahlung filtrado, atenuação dos raios-X de baixa energia [1].	12
Figura 8: Endurecimento do feixe resultante da absorção dos fótons de baixa energia após atravessarem matéria. Adaptado de [1].	12
Figura 9: Representação esquemática dos elementos essenciais para produção de raios-X: (a) fonte de eletrões, alvo, envelope em vácuo e fonte de energia; (b) housing do tubo de raio-X [1].	22
Figura 10: Representação dos colimadores conectados ao housing na porta do tubo [1].	24
Figura 11: Projeção posteroanterior (PA) e lateral de um paciente [1].	26
Figura 12: Representação de uma slice do paciente, pixel e voxel [1].	26
Figura 13: Esquema da projeção de feixe paralelo (a) e feixe em leque (b) [1].	27
Figura 14: Detecção de scattering em geometria de feixe em lápis (a) e geometria de feixe em leque (b) [1].	29

Figura 15: Representação esquemática dos movimentos de rotação e translação do sistema dos scanners CT das primeira (esquerda) e segunda geração (direita) [8]. ...	29
Figura 16: Representação esquemática do mecanismo dos scanners CT de terceira geração [8].....	30
Figura 17: Representação esquemática do mecanismo dos scanners CT de quarta geração [8].....	30
Figura 18: Esquema do scanner CT de quinta geração [9].	31
Figura 19: Movimento de translação do paciente e rotação da gantry CT. Da combinação dos movimentos resulta um percurso helicoidal em torno do paciente. Adaptado de [9].	32
Figura 20: Esquema de detetores de um (A) e múltiplos (B) arrays de detetores [1]...	33
Figura 21: Coeficiente de atenuação total para cada raio [1].	34
Figura 22: Imagem obtida a partir de retroprojeção simples. Em (a, b) Projeção de raio-X e correspondente perfil de transmissão para um determinado ângulo; (c) Perfil de distribuição ao longo do percurso do raio; e (d) Perfis de transmissão para diversos ângulos, obtendo-se uma imagem desfocada [2].....	35
Figura 23: Retroprojeção simples versus retroprojeção filtrada. Observa-se que a reconstrução da imagem por retroprojeção simples é desfocada obtendo-se um perfil em forma de gaussiana, enquanto por retroprojeção filtrada, a mesma imagem, produz perfil linear, em formato de cilindro [1].	36
Figura 24: Exemplos de filtros de reconstrução: (A) Lak, (B) Shepp-Logan e (C) Hamming [1].	37
Figura 25: Retroprojeção filtrada. Imagens associadas à filtragem da projeção de diversos ângulos, respetivamente 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256 e 1024 projeções [2].....	37
Figura 26: Esquema da modulação longitudinal (a) e angular (b). Adaptado de [8]. ...	41
Figura 27: Esquema da contribuição de dose de diversos scans obtendo-se um perfil de dose (em modo step-and-shoot) [8].	44
Figura 28: Representação esquemática para pitch inferior (a), igual (b) e superior (c) a 1 [18].	46
Figura 29: Representação esquemática de scanners de apenas um array (esquerda) e múltiplos arrays (direita) de detetores [19].	46

Figura 30: (a) Fantoma Alderson Lung/Chest (modelo RS-310) da ART (Alderson Radiation Therapy); (b) Fantoma Rupert (modelo 705) da CIRS ATOM; (c) Fantoma Female da ART (Alderson Radiation Therapy).....	54
Figura 31: Blindagens usadas: (a) tireoide e (b) olhos.	56
Figura 32: Filme de Gafchromic utilizado.	56
Figura 33: Câmara de ionização da PTW (modelo 30009) usada em tomografia computadorizada [29].	57
Figura 34: Esquema de um MOSFET de canal-P [31].	58
Figura 35: Sistema utilizado: (a) Sistema mobileMOSFET e (b) MOSFETs.	59
Figura 36: Programa ImageJ, onde se pode observar alguma da informação possível de retirar do cabeçalho DICOM.	60
Figura 37: Posicionamento da blindagem azul no tórax (a) e pélvis (b).	62
Figura 38: Esquema da montagem dos MOSFETs no interior do Rupert, no scanner da Toshiba.....	63
Figura 39: Montagem dos MOSFETs para as medidas ao tórax, no scanner da GE... 63	
Figura 40: Posicionamento das blindagens sobre o tórax, no scanner CT da GE. (a) Blindagem azul com espaçador; (b) Blindagem azul sem espaçador; e (c) Blindagem amarela.....	63
Figura 41: Posicionamento da blindagem azul no pescoço do fantoma Rupert.....	64
Figura 42: Posicionamento de MOSFETs e blindagens sobre os olhos, no scanner da GE. (a) MOSFETs; (b) Blindagem azul com espaçador; e (c) Blindagem amarela com espaçador.....	64
Figura 43: Posicionamento da blindagem azul no pescoço do fantoma Female ART, no scanner da GE.....	65
Figura 44: Sistema de montagem da câmara de ionização (a) e posicionamento da tira Gafchromic sobre a câmara (b).	66
Figura 45: Programa ImageJ (em cima) onde se observa: tira de filme Gafchromic digitalizada (ao centro) e canal 1 com ROI utilizada (em baixo).	67
Figura 46: Posicionamento dos MOSFETs sobre as tiras de Gafchromic.	67

Figura 47: Gráfico $I(z)$, com variação de $I_{\min}$ para valores de 50, 100, 120 150 e 200 mA.	69
Figura 48: Resposta do scanner Toshiba: adição (a) e remoção (b) da blindagem quando são adquiridos topogramas sem e com blindagem, respetivamente, para o fantoma Lung/Chest. A sombreado encontra-se a área afetada pela blindagem azul dupla.....	69
Figura 49: Resposta dos scanners da Toshiba e GE, respetivamente, à remoção da blindagem do tórax/pélvis((a) e (c)) e colocação na pélvis/tórax ((b) e (d)), no fantoma Rupert.....	70
Figura 50: Comparação entre gráficos $I(z)$ sem blindagem (azul) e com blindagem, tórax (laranja) e pélvis (verde), para o scanner CT Toshiba (a) e GE (b). Cada aquisição foi realizada com respetivo topograma (sem blindagem, blindagem no tórax e blindagem na pélvis), mas o topograma mostrado é o sem blindagem.	71
Figura 51: Visualização dos MOSFETs nas imagens DICOM após aquisições com e sem blindagem, no tórax (502 e 1002) e olhos (1002).	72
Figura 52: Posição dos MOSFETs no gráfico $I(z)$ para o <i>scanner</i> CT da GE. A sombreado encontra-se a área de localização dos MOSFETs.....	72
Figura 53: Topograma lateral do fantoma Rupert com blindagens no tórax e olhos....	73
Figura 54: Gráficos $I(z)$ do tórax com identificação de blindagens.	73
Figura 55: Gráficos $I(z)$ dos olhos com identificação de blindagens.	74
Figura 56: Curva de calibração obtida pelo ajuste manual dos parâmetros A e B da equação acima.	74
Figura 57: Posição dos MOSFETs em tira de Gafchromic: (a) após digitalização; (b) após divisão de cores (canal 1); (c) gráfico de perfil correspondente e (d) perfil de dose calculado. O ajuste manual está representado pela linha vermelha colocada sobre o gráfico de dose (d) calculado com a equação (1).....	75
Figura 58: Estudo do efeito do espaçador, no tórax, utilizando o scanner GE: (a) representação da variação da distribuição de dose quando se opta pela não utilização de espaçador; (b) com o uso do espaçador consegue-se uma melhor qualidade de imagem. Este estudo está relacionado com a Tabela N do Anexo II.....	77
Figura 59: Estudo do efeito do espaçador, nos olhos, utilizando o scanner GE: (a) representação da variação da distribuição de dose quando se opta pela utilização de	

espaçador; (b) com o não uso do espaçador obtém-se uma menor qualidade de imagem. Este estudo está relacionado com a Tabela O do Anexo II.	78
Figura 60: Representação esquemática da distribuição de dose para o estudo do efeito do colimador, no tórax e scanner GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N do Anexo II.	80
Figura 61: Gráficos de $I(z)$ onde se observa o efeito da variação da colimação do feixe (10 mm (azul escuro) vs 20 mm (azul claro)).	80
Figura 62: Esquema da distribuição da percentagem de dose para a comparação entre ATCM sem blindagem com CC sem (a) e com blindagem (b), para o tórax e scanner CT da GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N do Anexo II.	81
Figura 63: Esquema da distribuição da percentagem de dose para a comparação entre aquisições ATCM sem blindagem com ATCM com blindagem azul (diferentes topogramas: (a) sem e (b) com blindagem), para o tórax e scanner CT da GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N do Anexo II.	82
Figura 64: Distribuição da percentagem de dose para o estudo da comparação de ATCM com blindagem amarela (a) e azul (b) com ATCM sem blindagem, nos olhos e scanner GE. Este estudo está relacionado com a Tabela O do Anexo II.	84
Figura 65: Distribuição da percentagem de dose para o estudo da comparação de ATCM com blindagem azul com ATCM sem blindagem, no tórax e para ambos os scanners CT: (a) Toshiba e (b) GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas L, M e N do Anexo II.	85
Figura 66: Distribuição de dose para o estudo da comparação de ATCM com blindagem (a) azul e (b) amarela (ambas sem espaçador) com ATCM sem blindagem, no tórax e scanner GE. Este estudo está relacionado com a Tabela N do Anexo II.	87

Lista de Tabelas

Tabela 1: Fatores de peso para cada tipo de radiação ionizante, w_R [1].	19
Tabela 2: Fatores de peso para cada tipo de tecido ou órgão, w_T . Adaptado de [5]. ..	20
Tabela 3: Valores de HU típicos correspondentes a certos tecidos e órgãos [2].	39
Tabela 4: Protocolos clínicos que serviram de base para este trabalho.	42
Tabela 5: Fator de conversão f para diferentes regiões do corpo. Adaptado de [8].	45
Tabela 6: Características dos fantasmas utilizados neste trabalho.	54
Tabela 7: Tamanhos e formatos existentes da blindagem de bismuto (amarela). Adaptado de [26].	55
Tabela 8: Fatores de calibração calculados para calibração de MOSFETs.	76
Tabela 9: Variação da percentagem de dose quando comparada ATCM com blindagem azul com e sem espaçador, no tórax e scanner GE. Este estudo está relacionado com a Tabela N do Anexo II.	77
Tabela 10: Variação da percentagem de dose quando comparada ATCM com blindagem com e sem espaçador, nos olhos e scanner GE. Este estudo está relacionado com a Tabela O do Anexo II.	78
Tabela 11: Variação da percentagem de dose quando alterada a colimação do feixe sem e com blindagem, para o tórax e scanner GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N do Anexo II.	79
Tabela 12: Variação da percentagem de dose quando comparados ATCM e CC, para o tórax e scanner CT da GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N, do Anexo II.	81
Tabela 13: Variação da percentagem de dose quando comparadas aquisições ATCM com blindagem azul para diferentes topogramas, para o tórax e scanner CT da GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N, do Anexo II.	83
Tabela 14: Variação da percentagem de dose quando comparados ATCM sem e com blindagem amarela e azul, para os olhos e scanner CT da GE. Este estudo está relacionado com a Tabela O do Anexo II.	84

Tabela 15: Variação da percentagem de dose quando comparados ATCM sem e com blindagem azul, para o tórax e ambos os scanners CT. Este estudo está relacionado com as Tabelas L, M e N (Anexo II).....	85
Tabela 16: Variação da percentagem de dose quando comparada ATCM com blindagem azul e amarela (sem espaçador) com ATCM sem blindagem, para o tórax e scanner GE. Este estudo está relacionado com a Tabela N do Anexo II.....	86
Tabela 17: Variação da percentagem de dose quando comparados protocolos normais e alta dose de ATCM sem e com blindagem, para o tórax e ambos os scanners. Este estudo relaciona-se com as Tabelas L, M e N, do Anexo II.....	88
Tabela A: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Lung/Chest da ART, no scanner da Toshiba. Uso da blindagem azul dupla. Utilizado protocolo normal para ATCM.....	I
Tabela B: Aquisições efetuadas no tórax e pélvis do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner da Toshiba. Variação da posição da blindagem azul dupla. Utilizado protocolo normal para ATCM.	I
Tabela C: Aquisições efetuadas no tórax e pélvis do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner da GE. Variação da posição da blindagem azul dupla e uso de MOSFETs. Utilizados protocolos normal e alta dose para ATCM.....	II
Tabela D: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner da GE. Uso da blindagem azul dupla e MOSFETs. Utilizado protocolo normal para ATCM.	III
Tabela E: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner da Toshiba. Uso da blindagem azul dupla e MOSFETs. Utilizados protocolos normal e alta dose.	III
Tabela F: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner da GE. Uso da blindagem azul dupla e amarela simples (com e sem espaçador), e MOSFETs. Utilizados protocolos normal e alta dose para ATCM e CC.	IV
Tabela G: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner da GE. Uso da blindagem azul dupla (com e sem espaçador no pescoço). Utilizado protocolo normal para ATCM.	V

Tabela H: Aquisições efetuadas na cabeça (olhos) do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner da Toshiba. Uso da blindagem amarela (com e sem espaçador). Utilizado protocolo normal para ATCM.	V
Tabela I: Aquisições efetuadas na cabeça (olhos) do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner CT da GE. Uso da blindagem azul e amarela (ambas simples) e MOSFETs. Utilizados protocolos normal helicoidais e axiais.	VI
Tabela J: Aquisições efetuadas no tórax (mama e pescoço) do fantoma Female ART, no scanner CT da GE. Uso da blindagem azul dupla (com e sem espaçador). Utilizado protocolo normal para ATCM.	VII
Tabela K: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para o tórax do fantoma Rupert, no scanner CT da GE. Estas são correspondentes à Tabela D do Anexo I.	VIII
Tabela L: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para o tórax do fantoma Rupert, no scanner CT da Toshiba. Estas são correspondentes à Tabela E do Anexo I.	IX
Tabela M: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para o tórax do fantoma Rupert, no scanner CT da GE. Estas são correspondentes às aquisições da Tabela F (Scout sem blindagem) do Anexo I.	IX
Tabela N: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para o tórax do fantoma Rupert, no scanner CT da GE. Estas são correspondentes às aquisições da Tabela F (Scout com blindagem) do Anexo I.	X
Tabela O: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para os olhos do fantoma Rupert, no scanner CT da GE. Estas são correspondentes às aquisições da Tabela I (Scout com blindagem) do Anexo I.	X

Lista de Acrónimos

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

AAPM – “*American Association of Physicists in Medicine*”

ALARA – “*As Low As Reasonably Achievable*” (tão baixo quanto razoavelmente possível)

ATCM – “*Automatic Tube Current Modulation*” (Modulação Automática de Intensidade de Corrente)

ART - “*Alderson Radiation Therapy*”, fabricante dos fantasmas Lung/Chest e Female ART

BC – “*Beam Collimation*” (Colimação do Feixe)

CIRS ATOM – fabricante do fantoma Rupert

CC – “*Constant Current*” (Corrente Constante)

CF – “*Calibration Factor*” (Fator de Calibração)

CT – “*Computed Tomography*” (Tomografia Computorizada)

CTDI - “*Computed Tomography Dose Index*” (Índice de Dose em Tomografia Computorizada)

DICOM – “*Digital Image and Communications in Medicine*” (tipo de imagem da Tomografia Computorizada)

DLP - “*Dose-Length Product*” (Produto Dose-Comprimento)

EBCT – “*Electron-Beam Computed Tomography*” (Tomografia Computorizada por Feixe de Eletrões)

FOV – “*Field of View*” (Campo de Visão)

HU – “*Hounsfield Units*” (Unidades de Hounsfield) ou “*CT numbers*” (Números CT)

HVL – “*Half Value Layer*” (Camada Semirredutora)

ICRP – “*International Commission on Radiological Protection*”

ICRU – “*International Commission on Radiation Units and Measurements*”

L – Topograma de vista lateral

LET – “*Linear Energy Transfer*” (Transferência Linear de Energia)

LPM – Livre Percurso Médio

MDSC – “*Multidetector Computed Tomography*” (Tomografia Computorizada de Multidetector)

MOSFET – “*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*”

MPV - “*Mean Pixel Value*” (Valor Médio do Pixel)

MSAD - “*Multiple Scan Average Dose*” (Dose Média de Múltiplos Scans)

MSCT – “*Multislice Computed Tomography*” (Tomografia Computorizada de Multicorte)

MTF - “*Modulation Transfer Function*” (Função de Transferência de Modulação)

PA – Topograma de vista posteroanterior

PMMA – “*Polymethylmethacrylate*” (fantoma de polimetil-metacrilato)

PSF - “*Point Spread Function*” (resposta de sistema para um objeto pontual)

RGB – “Red Green Blue”

ROI – “*Region of Interest*” (Região de interesse para análise das imagens DICOM)

SCOUT – Radiografia de localização de Tomografia Computorizada, também referido como topograma

SNR – “*Sinal-Noise Ratio*” (Razão Sinal-Ruído)

STD – “*Standard Deviation*” (Desvio Padrão)

TAC – Tomografia Axial Computorizada

TCM – “*Tube Current Modulation*” (Modulação de Intensidade de Corrente)

TVL – “*Tenth Value Layer*” (Camada Decirredutora)

WW - “*Window Width*” (Largura da Janela)

WL – “*Window Level*” (Nível da Janela)

Introdução

ATCM é uma aplicação dos mais recentes *scanners* de tomografia computadorizada (CT) que permite a modulação automática da intensidade de corrente consoante a densidade do paciente, podendo esta modulação ser longitudinal, angular ou a junção de ambas. A ATCM permite, também, por consequência, a redução de dose aos mesmos.

A blindagem foi desenvolvida tendo em conta a necessidade de redução de dose em bebés e crianças, pois a sua suscetibilidade a cancro é 10 vezes maior comparativamente com adultos. O tecido mamário de jovens mulheres é também de elevada importância. A blindagem, utilizada para atenuação dos feixes de raios-X, oferece uma redução de dose aos pacientes quando usada com intensidade de corrente constante (CC). No entanto, a utilização desta suscita algumas dúvidas quando usada juntamente com ATCM, pois pode levar ao aumento da intensidade de corrente na zona onde foi colocada (devido à sua densidade). As blindagens utilizadas no desenvolver deste trabalho são constituídas por bismuto e bário e são usadas para proteção dos olhos e tórax dos fantasmas.

O desenvolvimento de técnicas e métodos de redução de dose, como modulação de intensidade de corrente, deve ter em conta tanto os benefícios como os riscos para o paciente quando as condições de irradiação ou a utilização destas técnicas não ocorram conforme com as recomendações. A AAPM (do inglês “*American Association of Physicists in Medicine*”) recomenda que a utilização de técnicas alternativas ao uso da blindagem deve ser cuidadosamente considerada e implementadas sempre que possível considerando o aumento de dose ou a perda de informação das imagens CT, os quais dependem de quando é colocada a blindagem. No entanto, devido ao uso frequente da blindagem na realização de exames com intensidade de corrente constante, existe sempre o risco de uso não intencional da blindagem juntamente com ATCM. Assim, este trabalho convergiu para o estudo destas situações de modo a verificar os efeitos resultantes.

Para a realização deste trabalho foram usados três tipos de fantasmas: fantoma Alderson Lung/Chest (fantoma semiantropomórfico torácico masculino adulto), fantoma Rupert (fantoma antropomórfico pediátrico) e fantoma Female ART (fantoma antropomórfico feminino adulto), estes quando irradiados geram raios-X dispersos, simulando as condições de irradiação de um paciente. O fantoma Rupert (fantoma base deste trabalho) representa uma criança de 5 anos. Os *scanners* CT utilizados são Toshiba

Aquilion RXL e GE Lightspeed. Para a medição de doses foram usados MOSFETs e filmes de *Gafchromic*.

O objetivo deste trabalho é determinar se o uso da blindagem juntamente com ATCM compensava o aumento de dose resultante da maior densidade, levando a uma redução global de dose que provocaria ao paciente. Para tal serão estudados vários modos de utilização das blindagens juntamente com ATCM de modo a verificar o comportamento de ambos os *scanners* CT. Serão realizadas, também, comparações entre o uso de ATCM e CC, com colocação ou não da blindagem, e ainda medidas em alta qualidade de imagem.

Este trabalho e todos os materiais utilizados foram disponibilizados pelo Instituto Português de Oncologia do Porto (IPO-Porto).

Este trabalho encontra-se organizado da seguinte forma: o capítulo 1 corresponde à presente introdução; nos capítulos 2, 3 e 4 são explicados os fundamentos teóricos; no capítulo 5 encontra-se o estado da arte; o capítulo 6 descreve os materiais e métodos utilizados; no capítulo 7 apresentam-se os resultados obtidos e sua análise; e, no capítulo 8 são apresentadas as conclusões. A lista das irradiações efetuadas e resultados das medidas são apresentados em detalhe nos anexos.

Interação da Radiação com a Matéria

A radiação ionizante é aquela que possui energia suficiente para causar a ionização de um átomo ou molécula removendo os eletrões das suas camadas. Nesta estão incluídas partículas carregadas como as partículas alfa, prótons, eletrões e positrões, e partículas não carregadas como os neutrões, raios-X e raios- γ .

2.1. Interações das Partículas Carregadas

2.1.1. Ionização, Excitação e Perdas Radiativas

As partículas carregadas interagem com a matéria através de forças elétricas, podendo perder parte da sua energia cinética por ionização, excitação e perdas radiativas. Os processos de ionização e excitação ocorrem devido a interações destas partículas carregadas com eletrões orbitais. A excitação resulta na transferência de parte da energia da partícula incidente para os eletrões do material absorvente, levando o eletrão a passar para níveis de energia mais elevada (orbitais mais exteriores), não excedendo a energia de ligação do núcleo. Após isto, o eletrão vai relaxar para um nível de energia inferior emitindo energia sob a forma de radiação eletromagnética ou eletrões de Auger (desexcitação). Se a energia transferida exceder a energia de ligação do eletrão ocorre a ionização. A ionização consiste na ejeção do eletrão tornando o átomo num par ião, neste caso um átomo carregado positivamente. Quando os eletrões ejetados possuem elevada energia podem levar a ionizações secundárias, posteriores à ionização inicial, e são denominados de raios delta (raios- δ) [1].

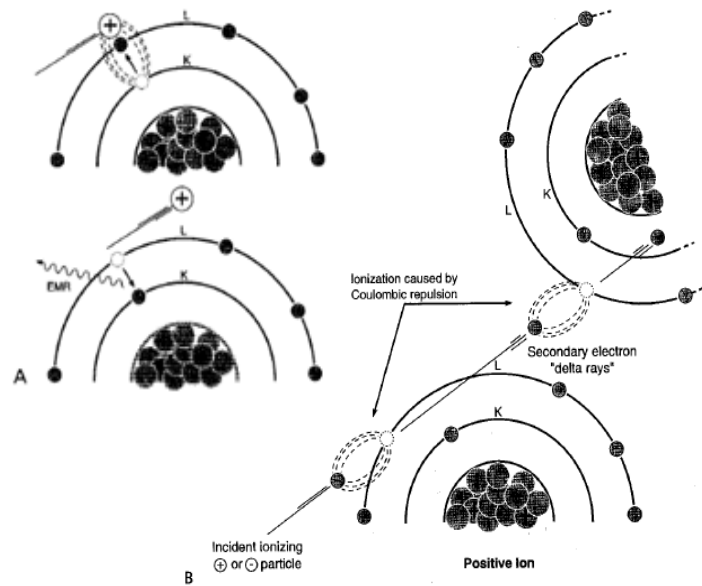


Figura 1: Representação esquemática: (A) Excitação e desexcitação. (B) Ionização [1].

Interações Radiativas – *Bremmstrahlung*

Interações inelásticas podem ocorrer entre elétrons e núcleos atômicos, resultando na deflexão dos elétrons pelo núcleo carregado positivamente, havendo também perda da energia cinética por parte do elétron. Esta perda de energia é emitida como radiação ionizante (raios-X).

A perda de energia seguida pela desaceleração do elétron denomina-se de *bremmstrahlung*. A desaceleração de elétrons de alta velocidade em tubos de raios-X (abordado posteriormente) permite a produção de raios-X por *bremmstrahlung* os quais são usados na imagiologia de diagnóstico.

Quando a energia cinética dos elétrons é baixa, os fótons de *bremmstrahlung* são emitidos em ângulos entre os 60° e 90°, relativamente à trajetória inicial do elétron. No entanto, os fótons são emitidos na direção frontal quando os elétrons possuem uma energia cinética elevada. A probabilidade de emissão de *bremmstrahlung* é proporcional ao quadrado do número atômico do material absorvente.

Dispersão (*Scattering*)

A deflexão de uma partícula ou fóton da sua trajetória original, resultante de uma interação, denomina-se *scattering*. Quando a deflexão ocorre sem perda da energia cinética da partícula o evento de *scattering* é considerado elástico. No entanto, a perda

desta energia leva a um evento de *scattering* inelástico, onde a energia cinética das partículas de *scattering* é menor do que a energia anterior à interação.

Percurso de Partículas Carregadas

Uma importante diferença entre as partículas carregadas pesadas e os eletrões é o seu percurso na matéria. Devido a múltiplos eventos de *scattering*, os eletrões têm um percurso muito tortuoso na matéria pois sofrem muitas deflexões coulombianas, como repulsão e/ou atração. O percurso do eletrão pode ser comparado com o percurso da partícula α (sendo este aproximadamente linear) na Figura 2.

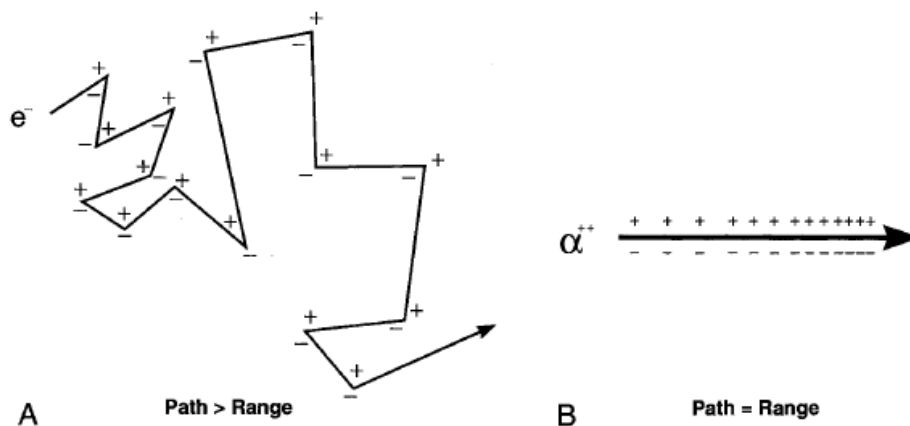


Figura 2: Esquema do percurso do eletrão num meio e do percurso de uma partícula alfa (partículas pesadas) [1].

Linear Energy Transfer (LET)

A quantidade de energia depositada por unidade de percurso percorrido, expressa em eV/cm , é chamada de LET (*“Linear Energy Transfer”*). A LET de uma partícula carregada é proporcional ao quadrado da carga e inversamente proporcional à sua energia cinética. A LET pode ser determinada, também, pelo produto da ionização específica com a média da densidade de energia depositada, a qual possui uma relação com a consequência biológica da exposição à radiação. As partículas com um elevado LET (partículas alfa e prótons) provocam um maior dano nos tecidos do que as partículas com baixo LET, como os eletrões, e do que a radiação eletromagnética ionizante (raios-X e raios- γ).

2.2. Interações de Raios-X e Raios- γ

Existem distintos processos de interação dos fótons com a matéria tais como: Dispersão de Rayleigh, Dispersão de Compton, Absorção Fotoelétrica e Produção de Pares, sendo que os três primeiros têm um papel importante na radiologia de diagnóstico.

2.2.1. Dispersão de Rayleigh (Rayleigh Scattering)

Na dispersão de Rayleigh, também denominada de dispersão coerente ou elástica, o fóton incidente interage com o átomo na sua totalidade. Desta interação resulta a oscilação, em fase, de todos os eletrões do átomo levando à emissão de um fóton com a mesma energia do fóton incidente, mas numa direção diferente. O ângulo da radiação emitida pelo átomo (ângulo entre a direção incidente e a direção de emissão da radiação) é tanto maior quanto menor for a energia dessa radiação. Da dispersão de Rayleigh não resulta a ejeção de eletrões logo não ocorre a ionização de átomos.

Em imagiologia médica, a deteção de raios-X provenientes de *scattering* vai ter um efeito negativo na qualidade da imagem. No entanto, para a gama de energias usadas em diagnóstico a dispersão de Rayleigh tem uma baixa probabilidade de ocorrência.

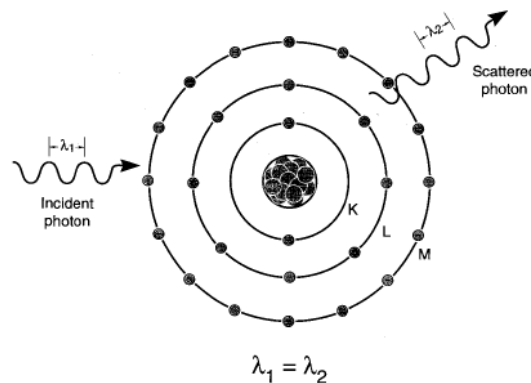


Figura 3: Representação esquemática de dispersão de Rayleigh. Adaptado de [1].

2.2.2. Dispersão de Compton (Compton Scattering)

A dispersão de Compton, também chamada de dispersão inelástica ou incoerente, é o processo predominante das interações de raios-X e raios- γ com os tecidos moles, dentro da gama de energias usada em diagnóstico. Esta interação dá-se entre os fótons e os eletrões de valência dos átomos. O eletrão que sofre a interação é ejetado do átomo ao passo que o fóton incidente é difundido com um determinado ângulo θ relativamente à

sua direção de incidência, devido à perda de parte da sua energia inicial (Figura 4). As conservações de energia e momento ditam que a energia do fóton incidente (E_γ) seja igual à soma da energia do fóton difundido (E'_γ) com a energia cinética do eletrão ejetado (E_c), i.e. $E_\gamma = E'_\gamma + E_c$. A energia de ligação do eletrão é relativamente pequena comparada à energia do fóton e pode, por isso, ser desprezada.

Como consequência da dispersão resultam a ionização do átomo e a divisão da energia do fóton incidente entre o fóton difundido e o eletrão ejetado. Posteriormente, este eletrão irá perder a sua energia por excitação e ionização de outros átomos circundantes. No entanto, o fóton poderá atravessar o meio sem interagir.

A energia do fóton difundido pode ser calculada através da energia do fóton incidente e do ângulo de difusão:

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{511 \text{ keV}} (1 - \cos \theta)}$$

Desta equação pode-se concluir que quanto maior a energia do fóton incidente menores serão os ângulos de dispersão do fóton e eletrão, sendo estes dispersos na direção frontal. O valor de 511 keV da equação corresponde ao valor da massa em repouso do eletrão.

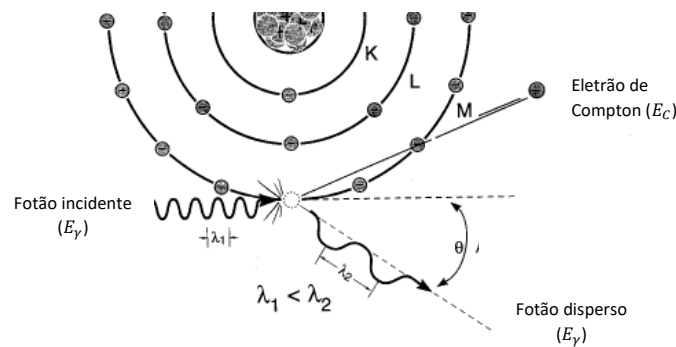


Figura 4: Representação esquemática da dispersão de Compton. Fóton incidente com energia E_γ , eletrão de Compton com energia cinética E_c e fóton de scattering com energia E'_γ . Adaptado de [1].

2.2.3. Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, a totalidade da energia do fóton incidente é transferida para o eletrão fazendo com que este seja ejetado do átomo (Figura 5.(A)). Este é denominado de fotoeletrão e a sua energia cinética (E_c) é igual à energia do fóton incidente (E_γ) subtraída da sua energia de ligação ao átomo (E_b), i.e. $E_c = E_\gamma - E_b$.

Quando a energia do fóton incidente excede a energia de ligação de um eletrão de uma determinada camada, o eletrão é ejetado. A ejeção de eletrões da camada *K* é o fenómeno mais provável. Da ejeção de um eletrão resulta uma lacuna originando um átomo ionizado. Posteriormente, esta lacuna será preenchida por um eletrão de uma camada de menor energia de ligação, formando uma nova lacuna que por sua vez será preenchida por outro eletrão. Este efeito é chamado de cascata de eletrões, onde eletrões de camadas mais externas preenchem lacunas de camadas mais internas de um átomo. A diferença entre as energias de ligação das camadas entre as quais ocorre a transição de eletrões é emitida como radiação característica (raios-X característicos) ou eletrões de Auger (Figura 5.(B)).

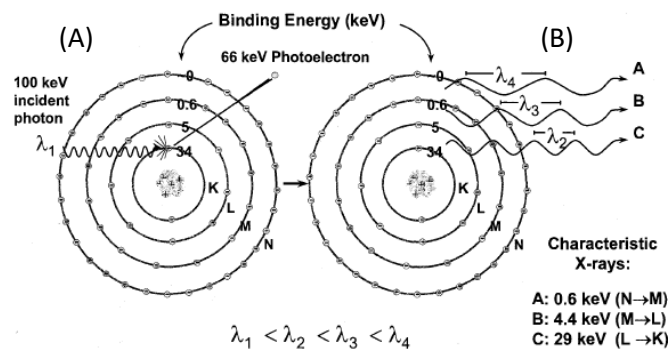


Figura 5: Representação esquemática do efeito fotoelétrico e emissão de raios-X característicos resultantes do preenchimento de lacunas. Adaptado de [1].

A probabilidade da emissão de radiação característica diminui com a diminuição do número atómico, *Z*, dos meios absorventes, pelo que não é frequente ocorrer, para tecido mole, na gama de energias usadas em diagnóstico [1].

A absorção fotoelétrica na imagiologia por transmissão de raios-X é vantajosa pelo facto de não existirem fótons não primários que possam degradar a imagem. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é inversamente proporcional à energia do fóton ao cubo (Z^3/E_γ^3). Tal implica que, quando são utilizados raios-X de elevada energia em imagiologia, o contraste da imagem diminui.

2.3. Atenuação de Raios-X e Raios- γ

A atenuação consiste na redução do número de fótons de um feixe de raios-X ou raios- γ quando este atravessa matéria. A atenuação pode ser causada tanto pela absorção como por *scattering* dos fótons primários. Os processos acima referidos contribuem de forma diferente para a atenuação. Para baixas energias ($< 26 \text{ keV}$), o efeito fotoelétrico

é dominante para tecido mole. No entanto, a absorção fotoelétrica é fortemente dependente da energia do fóton e do número atômico do material. Quando há interação de fótons de elevada energia com materiais de baixo Z (tecido mole), o processo dominante é a dispersão de Compton. Na imagiologia médica, a dispersão de Rayleigh tem baixa probabilidade de ocorrência (mamografia (10%) e radiografia de tórax (5%)) e a produção de pares apenas ocorre para além da gama de energias usadas em diagnóstico e imagiologia nuclear [1].

2.3.1. Coeficiente de Atenuação Linear, μ

A fração de fótons removidos de um feixe monoenergético, $\Delta N/N$, por unidade de espessura do material, Δx , é denominada de coeficiente de atenuação linear, $\mu(\text{cm}^{-1})$ e define-se como

$$\mu = \frac{\Delta N}{N} \frac{1}{\Delta x}$$

No entanto, esta relação não é linear e o seu cálculo pode ser simplificado. Para um feixe monoenergético de fótons que incide num material existe uma relação exponencial entre o número de fótons que é transmitido (N) a uma dada espessura de material (Δx) e o número de fótons inicial (N_0):

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

O coeficiente de atenuação linear total é a soma dos coeficientes de atenuação linear correspondentes a cada tipo de interação, ou seja,

$$\mu = \mu_{\text{Rayleigh}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{Efeito Fotoelétrico}} + \mu_{\text{Produção Pares}}$$

Na gama de energias de diagnóstico, o coeficiente de atenuação linear diminui com o aumento da energia. Para tecido mole, o coeficiente de atenuação encontra-se entre ~ 0.35 e $\sim 0.16 \text{ cm}^{-1}$ para fótons com energias entre 30 e 100 keV [1].

2.3.2. Coeficiente de Atenuação Mássico, μ/ρ

A probabilidade de interação é dependente do número de átomos por unidade de volume. O coeficiente de atenuação mássico é a razão entre o coeficiente de atenuação linear (μ) e a densidade do material em causa (ρ):

$$\frac{\mu}{\rho} \left(\frac{cm^2}{g} \right) = \frac{\mu (cm^{-1})}{\rho \left(\frac{g}{cm^3} \right)}$$

Em radiologia, são comparadas regiões de uma imagem que correspondem a irradiações de volumes de tecidos adjacentes pelo que a densidade tem um papel muito importante na identificação de diferentes volumes.

A atenuação do feixe pode, também, ser determinada através do coeficiente de atenuação mássico da seguinte forma

$$N = N_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)\rho x}$$

onde, ρx representa a espessura de massa em g/cm^2 (massa por unidade de área).

2.3.3. Camada Semirredutora (*Half Value Layer, HVL*)

A HVL é definida como a espessura de material necessária para reduzir a intensidade de um feixe, raios-X ou raios- γ , para metade do seu valor inicial. Esta é uma medida indireta da energia dos fotões de um feixe quando medida em condições de uma geometria de feixe estreito (*"narrow-beam geometry"*). Esta geometria é uma configuração experimental que foi concebida para impedir que os fotões de *scattering* sejam medidos no detetor, ou seja, para que apenas os fotões não atenuados interajam com o detetor (Figura 6.(A)).

Existe outra geometria, a geometria de feixe amplo (*"broad-beam geometry"*), em que o feixe é suficientemente largo para que uma quantidade substancial de fotões de *scattering* alcance o detetor (Figura 6.(B)), levando a uma estimativa não real da atenuação. Em imagiologia, a grande parte das aplicações encontra-se sob as condições de geometria de feixe amplo.

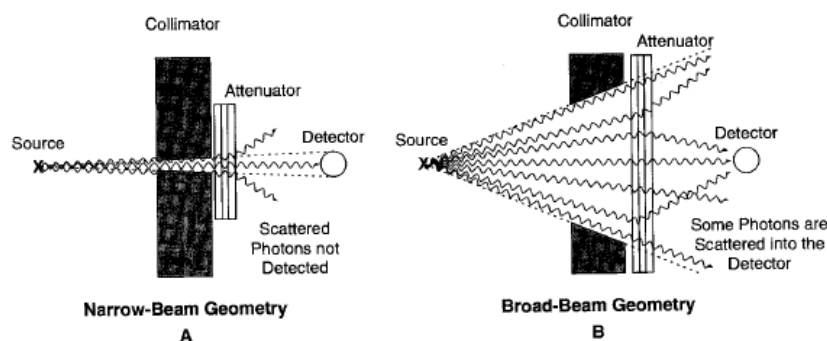


Figura 6: Esquema das geometrias de feixe estreito (A) e feixe amplo (B) [1].

A HVL depende da energia dos fótons, da geometria do feixe e do material. Dado que $N = N_0/2$ para uma HVL de material, uma relação pode ser estabelecida entre a HVL e o coeficiente de atenuação linear μ :

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu HVL}$$

$$\Rightarrow HVL = \frac{\ln(2)}{\mu} = \frac{0.693}{\mu}$$

Outra opção para determinar a atenuação é a camada decirredutora (TVL - “*Tenth Value Layer*”) que representa a espessura do material necessária para reduzir a intensidade do feixe de um décimo (1/10) do seu valor inicial. A TVL é comumente usada nos cálculos para as salas de raios-X blindadas [1].

Livre Percurso Médio

O livre percurso médio (LPM) de um feixe de fótons é a distância média percorrida antes de uma interação, ou seja é dado pelo inverso do coeficiente de atenuação linear [1].

$$LPM = \frac{1}{\mu} = \frac{1}{\frac{0.693}{HVL}} = 1.44 HVL$$

Energia Efetiva

A determinação da HVL é uma forma de caracterizar a dureza de um feixe de raios-X, considerando que este é polienergético, composto por várias energias do espectro. Em radiologia, a HVL pode ser convertida numa quantidade denominada de energia efetiva. A energia efetiva de um feixe de raios-X polienergético é, essencialmente, uma estimativa do poder de penetração deste feixe, como se fosse um feixe monoenergético [1].

Endurecimento do Feixe

Os fótons de baixa energia de um feixe polienergético vão ser preferencialmente removidos quando este atravessar a matéria. A mudança do espectro de raios-X para energias efetivas elevadas à medida que o feixe atravessa a matéria é denominado de endurecimento do feixe. Os raios-X de baixas energias (“*soft x-rays*”) não atravessam

os tecidos e por isso não contribuem para a formação da imagem. Logo a sua remoção reduz a exposição do paciente sem interferir negativamente no diagnóstico. Na Figura 7 está representado o espectro de bremsstrahlung, fonte dos raios-X de baixa energia, não filtrado (a) e filtrado (b). A primeira filtragem destes raios-X de baixa energia é feita pelo ar. No entanto, são as máquinas de raios-X que removem, em grande parte, a radiação soft com filtros (placas finas de alumínio ou outros materiais) colocados no feixe, como ilustrado na Figura 8. Esta filtragem irá resultar num feixe de raios-X de maior energia efetiva e maior HVL.

Para um típico tubo de raios-X de diagnóstico, a energia efetiva (média) de um feixe de raios-X é de 1/3 a 1/2 do valor máximo inicial. Desta resulta um coeficiente de atenuação linear 'efetivo', ou seja, o coeficiente de atenuação linear que será medido se o feixe for monoenergético.

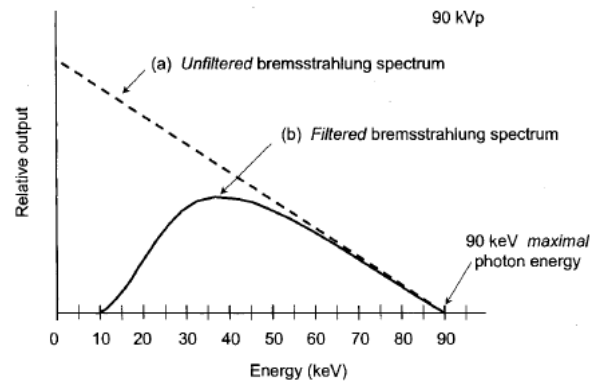


Figura 7: Distribuição de energia de *bremstrahlung*, para um potencial de aceleração de 90 kVp. (a) Espectro de *bremstrahlung* não filtrado. (b) Espectro de *bremstrahlung* filtrado, atenuação dos raios-X de baixa energia [1].

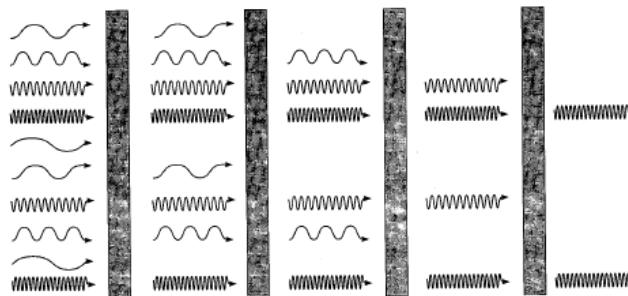


Figura 8: Endurecimento do feixe resultante da absorção dos fótons de baixa energia após atravessarem matéria. Adaptado de [1].

2.4. Absorção de Energia dos Raios-X e Raios- γ

2.4.1. Fluência, Fluxo e Fluência de Energia

A fluência, ou fluência de partículas, Φ (cm^{-2}), é dado pelo número de partículas que atravessam uma unidade de área.

$$\Phi = \frac{\text{partículas}}{\text{área}}$$

A taxa de fluência, ou fluxo de partículas, é determinada pelo número de partículas que atravessam uma unidade de área por unidade de tempo, ou seja, a fluência por unidade de tempo. O fluxo é representado por $\dot{\Phi}$ ($cm^{-2}s^{-1}$) e é dado por:

$$\dot{\Phi} = \frac{\text{partículas}}{\text{área} \times \text{tempo}}$$

A quantidade de energia que atravessa uma unidade de área é denominada de fluência de energia, ou fluência energética. Para um feixe de fótons monoenergético, a fluência energética (Ψ) é o produto da fluência de fótons com a energia de um fóton (E_γ):

$$\Psi = \frac{\text{fótons}}{\text{área}} E_\gamma = \Phi E_\gamma$$

A fluência energética é expressa em energia por unidade de área ($keV\ cm^{-2}$ ou $J\ cm^{-2}$; SI: $J\ m^{-2}$). Para um feixe polienergético, a sua energia total será a multiplicação do número de fótons por cada energia correspondente. Analogamente, à fluência de partículas, o fluxo energético é a fluência de energia por unidade de tempo.

2.4.2. Kerma

À medida que um feixe de radiação indiretamente ionizante (radiação que provoca reação indireta no meio: raios-X ou raios- γ ou neutrões) atravessa um meio, vai depositar a sua energia por dois processos: (1) a energia dos fótons (ou outro tipo de radiação indiretamente ionizante) é transformada em energia cinética de partículas carregadas (elétrões). No caso dos raios-X e raios- γ , a energia é transferida por efeito fotoelétrico, efeito de Compton e produção de pares, para fótons de elevada energia. E, (2) as partículas carregadas, diretamente ionizantes, irão depositar a sua energia no meio por excitação e ionização [1].

O Kerma (K , “*Kinetic Energy Released per unit mass*”) define-se como a energia cinética transferida para a matéria por radiação indiretamente ionizante (partículas não carregadas), por unidade de massa. Este é definido pela equação abaixo.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

onde, a quantidade dE_{tr} corresponde à energia transferida indiretamente por radiação ionizante para partículas carregadas presentes num dado volume dV de massa dm . O Kerma é expresso em joule por quilograma (J/kg) ou gray (Gy). [2]

Componentes do Kerma

A energia transferida pela radiação indiretamente ionizante para partículas carregadas irá originar ionizações resultantes de colisões e conversão de fotões.

A divisão do kerma nas componentes colisional e radiativa permite uma melhor compreensão da sua relação com a dose absorvida.

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

O kerma colisional está relacionado com a parte de energia cinética das partículas carregadas que é gasta em colisões, resultando na ionização e excitação de átomos da matéria. O kerma colisional é obtido pelo valor esperado líquido da energia transferida líquida (“*net energy transferred*”):

$$K_{col} = \frac{dE_{tr}^{net}}{dm}$$

O kerma radiativo está relacionado com a porção de energia cinética inicial das partículas carregadas que é convertida em radiação (energia de fotões):

$$K_{rad} = K - K_{col}$$

Para fotões na gama de energias de diagnóstico que interagem com materiais de baixo número atómico a fração de energia do eletrão convertida em radiação X de *bremmstrahlung* é muito pequena. Para estas condições, o kerma radiativo é negligenciável e o kerma é igual ao kerma colisional. [2]

Para raios-X e raios- γ , o kerma pode ser calculado através do coeficiente de transferência de energia mássico e pela fluência energética.

Coeficiente de Transferência de Energia Mássico

O coeficiente de transferência de energia mássico $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho_0}\right)$ é o produto do coeficiente de atenuação mássico e a fração de energia dos fótons que é transferida para as partículas carregadas como energia cinética.

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho_0} = \frac{\mu}{\rho_0} E_{tr}$$

Como mencionado anteriormente, a deposição de energia na matéria por parte de fótons é, na sua maioria, empregue na produção de partículas carregadas energéticas. A energia de fótons de *scattering* que é libertada nestas interações não é transferida para partículas carregadas. Para ocorrer a produção de pares, é necessária uma energia de 1.022 MeV , a qual é retirada à energia incidente dos fótons para a produção do par eletrão-positrão. A restante energia $(E_\gamma - 1.022 \text{ MeV})$ corresponde à energia cinética do eletrão e positrão. Posto isto, o coeficiente de transferência de energia mássico é sempre inferior ao coeficiente de atenuação mássico.

Coeficiente de Absorção de Energia Mássico

Como visto anteriormente, o coeficiente de transferência de energia mássico $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho_0}\right)$ descreve a fração do coeficiente de atenuação mássico que dá origem à energia cinética dos eletrões num volume de interesse. Estes eletrões vão perder energia por radiação *bremmstrahlung* (raios-X). Sendo assim, o coeficiente de absorção de energia mássico será ligeiramente menor do que o coeficiente de transferência de energia mássico devido a estas perdas. Para radiologia de diagnóstico, devido às baixas energias e baixos Z usados (ar, água e tecido), a quantidade de energia perdida radiativamente é muito baixa, logo:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho_0}\right) \cong \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho_0}\right)$$

Cálculo do Kerma

Para um feixe de fótons monoenergético com uma fluência de energia Ψ e uma energia E , o Kerma é dado por.

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)_E$$

onde $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)_E$ é o coeficiente de transferência de energia mássico para uma energia E . As unidades, no SI, do coeficiente de transferência de energia mássico são $m^2 kg^{-1}$ e do kerma são $J kg^{-1}$ [1].

De forma similar, o kerma colisional (K_{col}) pode ser representado da seguinte forma:

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$$

o qual, para fótons, está relacionado com a fluência energética Ψ e o coeficiente de absorção de energia mássico $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$ [2].

2.4.3. Dose Absorvida

A dose absorvida (D) é definida como a energia de radiação ionizante (dE) depositada pela radiação ionizante por unidade de massa de matéria (dm) [3].

$$D = \frac{dE}{dm}$$

No sistema SI, a dose absorvida tem as mesmas unidades que o Kerma, isto é *gray* (Gy), que pode ser também expressa em joule por quilograma ($J/kg = Gy$) ou em *rad* (“*radiation absorbed dose*”), em que $1rad = 10mGy$.

Devido ao carácter penetrante da radiação ionizante a energia pode ser transmitida para um dado volume de interesse por radiação vinda de outras regiões (radiação dispersa), por vezes fora das regiões de interesse, aumentando a dose nesse volume. A dose absorvida engloba todas as contribuições de dose transmitida, tornando difícil fazer a correlação entre dose absorvida e fluência da radiação incidente, numa dada região de interesse. Se a energia transmitida para as partículas carregadas é depositada localmente e se as perdas por *bremmstrahlung* forem negligenciáveis, a dose absorvida é igual ao Kerma [1].

Para raios-X e raios- γ , a dose absorvida pode ser calculada através do coeficiente de absorção de energia mássico e pela fluência energética do feixe.

A dose, para qualquer material, pode ser expressa pela equação abaixo.

$$D = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho_0} \right)_E$$

2.4.4. Exposição

A exposição (X) que ocorre quando há interações entre fótons X ou γ com o ar define-se, de acordo com o ICRU (*“International Commission on Radiation Units and Measurements”*), como:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

onde dQ corresponde ao valor absoluto da carga total dos iões produzidos no ar pelos eletrões e positrões, libertados aquando da interação dos fótons, numa massa dm de ar. Esta é expressa em unidades de carga por massa, C/kg (coulomb por quilograma), podendo, também, ser expressa em *roentgen* (R), sendo que $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$ [2].

A exposição pode ser calculada através da dose no ar. A dose absorvida por exposição (Gy/R) é conhecida como o fator de conversão de *roentgen* para Gy . Este fator de conversão permite estabelecer uma relação entre a quantidade de ionização no ar e a dose absorvida, para uma determinada energia de fóton e material absorvedor. No entanto, a medição da exposição é limitada pois apenas pode ser aplicada nas interações de fótons ionizantes no ar.

Para os tecidos moles, dentro da gama de energia usada em diagnóstico, esse fator é aproximadamente igual a 1. Por outro lado, o fator aproxima-se de 4, para o caso dos ossos, para fótons com energias inferiores a $100 keV$, em consequência do aumento do número atómico e da absorção fotoelétrica [1].

De acordo com a definição presente na equação da exposição, a energia gasta para produzir uma carga dQ corresponde ao valor líquido da energia transferida para as partículas no ar (dE_{tr}^{net}). A relação entre estas duas quantidades pode ser expressa em termos de uma quantidade possível de ser medida, $\overline{W}_{ar}$, a energia média gasta em ar seco para produção de um par de iões [2]. Esta energia é denominada de energia de ionização no ar e é definida por:

$$\overline{W}_{ar} = \frac{\text{energia cinética dos eletrões gasta em ionização ou excitação}}{\text{pares de iões produzidos por eletrões}}$$

É importante salientar que a energia cinética convertida em radiação e as ionizações produzidas por *bremmstrahlung* não são consideradas nesta equação.

A relação entre o kerma colisional, K_{col} , e a exposição, X , obtém-se através da seguinte equação:

$$(K_{col})_{ar} = \overline{W_{ar}} X = 33.97 X \text{ (SI)}$$

$$(K_{col})_{ar} = 0.876 \times 10^{-2} X \text{ (X em R e } K_{col} \text{ em Gy)}$$

onde, $\overline{W_{ar}} = 33.97 \text{ eV/ion} = 33.97 \text{ J/C} = 33.97 \text{ Gy [2]}$.

Como $D = K = K_{col}$ é possível reescrever a equação acima em função da dose absorvida:

$$\overline{W_{ar}} = \frac{D}{X} = \frac{\Delta E}{\Delta Q}$$

$$D(\text{Gy}) = \overline{W_{ar}} \left(\frac{33.97 \text{ J}}{\text{C}} \right) \times X (2.58 \times 10^{-4})$$

$$D(\text{Gy}) = 0.876 \times 10^{-2} \left(\frac{\text{Gy}}{\text{R}} \right) \times X(\text{R})$$

Os campos de radiação são comumente expressos como taxa de exposição (R/h ou R/min). A intensidade de saída de uma máquina de raios-X é medida e expressa como exposição (R) por unidade de corrente e duração da exposição (miliamperes segundo ou mAs), logo as suas unidades são R/mAs [1].

2.5. Dose Equivalente e Dose Efetiva

2.5.1. Dose Equivalente

O dano biológico causado por unidade de dose depende do tipo de radiação envolvida. Por esse motivo foi necessário atribuir um fator de peso para cada tipo de radiação ionizante, w_R , (“*radiation weighting factor*”), o que viria a ser feito em 1990 pelo ICRP (“*International Commission on Radiological Protection*”).

Evidentemente, quanto maior o LET da radiação, maiores são os danos biológicos por unidade de dose, devido à produção de percursos de ionizações muito densos o que se traduz num fator de peso maior.

Entrando em consideração com este fator, define-se então a dose equivalente (H) pelo produto entre a dose absorvida e w_R :

$$H = D \times w_R$$

Em unidades SI, a dose equivalente é expressa em *sievert* (Sv). As radiações usadas em imagiologia de diagnóstico (raios-X e γ , e eletrões) têm $w_R = 1$, i.e. ($1mGy = 1mSv$). Para partículas carregadas, como as partículas alfa, w_R é muito maior, tendo em conta o elevado LET e os maiores danos biológicos associados. Os fatores de peso da radiação para cada tipo de radiação estão representados na Tabela 1.

TIPO DE RADIAÇÃO	FATOR DE PESO DA RADIAÇÃO, w_R
<i>Raios-X, Raios-γ, Partículas β e Eletrões</i>	1
<i>Protões (>2MeV)</i>	5
<i>Neutrões</i>	5 – 20 (dependente da energia)
<i>Partículas α</i>	20

Tabela 1: Fatores de peso para cada tipo de radiação ionizante, w_R [1].

2.5.2. Dose Efetiva

Os diferentes tecidos não reagem da mesma forma aos diversos tipos de radiação ionizante, sendo que uns são mais radiosensíveis que outros, originando efeitos diferentes. Assim, foi estabelecido, pelo ICRP, um fator de peso que tem em conta as reações dos diferentes tecidos. Este fator, w_T (“*tissue weighting factor*”), atribui a um determinado órgão ou tecido, uma porção de uma unidade, em função do detrimento causado por efeitos estocásticos (cancro ou efeitos genéticos) resultantes da irradiação desse tecido quando comparado com a irradiação a corpo inteiro, ou seja a soma de w_T para todos os tecidos é igual a 1 [1], [4].

A soma dos produtos da dose equivalente para cada órgão ou tecido (H_T) e o correspondente fator w_T é denominada de dose efetiva (E), sendo esta usada para estimar o risco da radiação nos humanos [5], [4].

$$E = \sum w_T \times H_T$$

A dose efetiva é também expressa em milisievert (mSv), no SI. Na Tabela 2 encontram-se representados os fatores de peso de cada órgão ou tecido.

<i>TECIDO OU ÓRGÃO</i>	<i>FATOR DE PESO DOS TECIDOS, w_T</i>
Gónadas	0.20
Medula, Cólon, Pulmão, Estômago	0.12
Bexiga, Mama, Fígado, Esófago, Tireoide	0.05
Pele, Esqueleto	0.01
Restante	0.05
<i>Total</i>	1.00

Tabela 2: Fatores de peso para cada tipo de tecido ou órgão, w_T . Adaptado de [5].

O restante consiste no grupo de órgãos e tecidos adicionais que possuem uma baixa sensibilidade aos efeitos provocados pela radiação. Nesta categoria incluem-se o intestino delgado, cérebro, baço, tecido muscular, rins, glândulas suprarrenais, pâncreas, timo e útero. A soma de todos os fatores de peso dos tecidos deve ser igual a 1.

2.6. Efeitos Determinísticos e Efeitos Estocásticos

A interação da radiação ionizante com o organismo provoca determinados efeitos biológicos. Estes efeitos que podem originar danos nas células ou no material genético, levando a graves doenças ou até mesmo à morte de tecidos ou órgãos, podem ser classificados de efeitos estocásticos ou determinísticos.

Um efeito estocástico é aquele em que a probabilidade de ocorrência do efeito é proporcional à dose administrada, ou seja, quanto maior a dose maior será a probabilidade de ocorrer o efeito devido à radiação. Por outro lado, no efeito determinístico é a gravidade do efeito que aumenta com a dose administrada ao paciente, e não a probabilidade de ocorrência desse mesmo efeito. Assim, quanto maior a dose maior será o efeito causado pela radiação. Ao contrário dos efeitos estocásticos, os efeitos determinísticos possuem um limiar de dose abaixo do qual as lesões provocadas no tecido ou órgão não são suficientes para levar à sua morte, e acima do qual a morte deste tecido ou órgão é certa. Para os efeitos estocásticos não existe um limiar de dose pois o desenvolvimento de uma doença pode surgir da morte de apenas uma célula. Este pode ocorrer com exposições insignificantes à radiação, por exemplo durante um diagnóstico radiológico. O cancro e alterações genéticas radioinduzidos são exemplos de efeitos estocásticos, sendo considerados o principal risco para a saúde

resultante de exposições de radiodiagnóstico. Estes últimos são ainda divididos em dois tipos: efeitos somáticos, que resultam dos danos causados nas células e que apenas se manifestam na pessoa irradiada; e os efeitos hereditários, que surgem na descendência da pessoa que foi irradiada [6].

2.7. Princípio ALARA

O princípio ALARA (do inglês "*As Low As Reasonably Achievable*" ou "tão baixo quanto razoavelmente possível") estabelece que todas as exposições à radiação provenientes de fins para diagnóstico devem manter-se tão baixas quanto possível. Este princípio é base da proteção radiológica e fundamenta-se em recomendações de diversas organizações e comités internacionais peritos em proteção contra a radiação, aplicando-se a todas as áreas/pessoas relacionadas com a radiologia. Devido a não existir um limiar de dose abaixo do qual não há probabilidade de ocorrência de carcinogénese (efeitos estocásticos), pois não existe dose que seja completamente segura, a redução da exposição à radiação para ALARA continua a originar desafios, devido à contínua necessidade de reduzir a dose aos pacientes [7].

No entanto, a redução de dose aos pacientes não deve sacrificar a informação/qualidade da imagem. A perda de informação numa imagem de diagnóstico pode levar a erros de interpretação destas imagens, com consequências graves para o paciente.

Tubos de Raios-X

Os raios-X são produzidos quando eletrões altamente energéticos interagem com a matéria e convertem a sua energia cinética em radiação eletromagnética (a produção de raios-X característicos foi abordada na secção 2.2.3.). Um aparelho que permite este processo é chamado tubo de raio-X e consiste numa fonte de eletrões, um percurso em vácuo para os eletrões acelerados, um alvo metálico e uma fonte de energia externa para a aceleração dos eletrões.

O tubo de raio-X é constituído por *x-ray tube insert*, *tube housing*, colimadores e um gerador de energia. O *x-ray tube insert* contém a fonte de eletrões e o alvo dentro de um envelope de vidro ou metal em vácuo; o *tube housing* providencia blindagem e isolamento ao *x-ray tube insert*; os colimadores definem o campo dos raios-X; e o gerador é a fonte de energia que fornece a voltagem para a aceleração dos eletrões. O gerador permite também o controlo/manipulação dos raios-X que resultam da seleção da tensão, intensidade de corrente e tempo de exposição. Estes componentes do tubo de raio-X permitem criar um feixe de fotões raios-X com intensidade, penetrabilidade e distribuição espacial bem definidas [1].

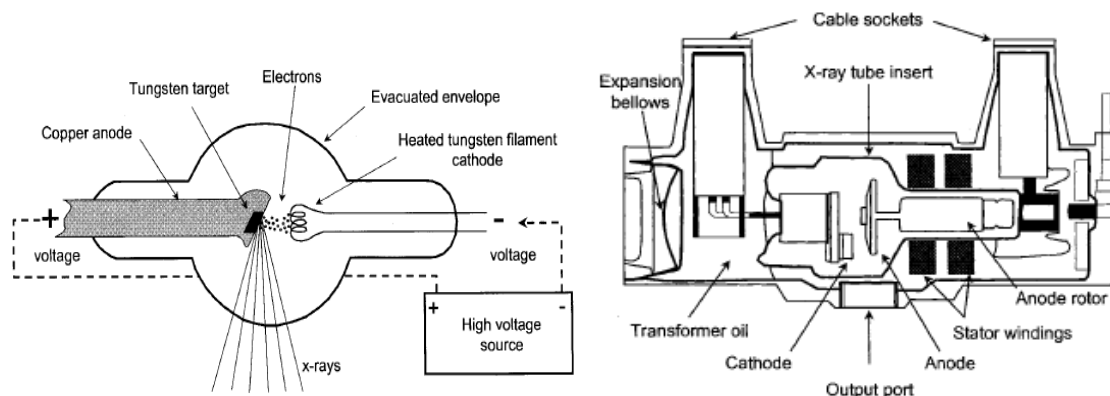


Figura 9: Representação esquemática dos elementos essenciais para produção de raios-X: (a) fonte de eletrões, alvo, envelope em vácuo e fonte de energia; (b) *housing* do tubo de raio-X [1].

Para imagiologia de diagnóstico, os eletrões do filamento de um cátodo são acelerados na direção de um ânodo por uma tensão entre 20 e 150 kVp. A intensidade de corrente no tubo é a taxa do escoamento de eletrões do cátodo para o ânodo, medida em miliamperes (mA), em que $1 \text{ mA} = 6.24 \times 10^{15} \text{ eletrões/s}$.

Os kVp, mA e tempo de exposição são os parâmetros seleccionáveis do painel de controlo do gerador de raios-X que determinam as características do feixe (qualidade e quantidade) [1].

3.1. X-Ray Tube Insert

O *X-ray tube insert* engloba todos os elementos contidos na campânula de vidro (ou metal), ou seja, o cátodo, ânodo e respetivo *rotor*, bem como as restantes estruturas de suporte. A campânula está mantida em condições de alto vácuo (Figura 9.(a)). O sistema em vácuo previne a colisão dos eletrões com moléculas de gás.

O cátodo é a fonte de eletrões do tubo de raios-X, que, em radiologia convencional, é constituído por um filamento helicoidal de tungsténio envolvido por um “*focusing cup*”. Esta estrutura encontra-se ligada eletricamente ao circuito do filamento. Uma corrente é aplicada ao filamento, que aquece por efeito de Joule e emite eletrões por efeito termiónico. Os eletrões assim removidos são posteriormente acelerados em direção ao ânodo pela diferença de potencial aplicada. O *focusing cup* rodeia o filamento e molda a largura do feixe de eletrões [1].

O ânodo (alvo) é um elétrodo de metal mantido a uma diferença de potencial positiva relativamente ao cátodo, permitindo que os eletrões atinjam o ânodo onde depositam a sua energia cinética, em grande parte sob a forma de calor e, numa pequena fração, emissão de raios-X. No entanto, a produção destes raios-X, em quantidades aceitáveis para a qualidade da imagem, aumenta a temperatura no ânodo. Para evitar danos causados por este aumento de temperatura, a produção de raios-X deve ser limitada. Devido ao seu elevado ponto de fusão e número atómico, o tungsténio foi o material escolhido para ânodo pois suporta elevada deposição de calor sem rachar e sem deformação da sua superfície. A adição de rênio fornece uma resistência acrescida ao dano na superfície. O tungsténio permite uma melhor eficiência de produção de *bremmstrahlung* comparando a elementos de baixos Z (como já foi referido na secção 2.1.1. (interações radiativas), a probabilidade de emissão de raios-X de *bremmsstrahlung* é proporcional ao quadrado de Z).

Nos tubos de raio-X usadas nas mamografias, são usados ânodos de molibdénio (Mo, $Z = 42$) e ródio (Rh, $Z = 45$), pelo facto de os raios-X característicos destes elementos serem úteis para imagiologia da mama (devido aos raios-X de baixas energias) [1].

3.2. X-Ray Tube Housing

O *X-ray tube housing* tem o papel de suportar, isolar e proteger o tubo de raio-X do ambiente circundante. O *X-ray tube insert* é banhado num óleo especial, contido dentro do *housing*, que fornece condução de calor e isolamento elétrico. Uma blindagem de chumbo, contida no interior do *housing*, permite atenuar todos os raios-X que não sejam emitidos na direção da porta do tubo (ver Figura 9.(b)) [1].

3.3. Colimadores

Os colimadores ajustam o tamanho e formato do campo de raio-X que sai da porta do tubo (Figura 10). Normalmente, os colimadores estão ligados ao *housing* junto à porta do tubo com uma articulação giratória [1].

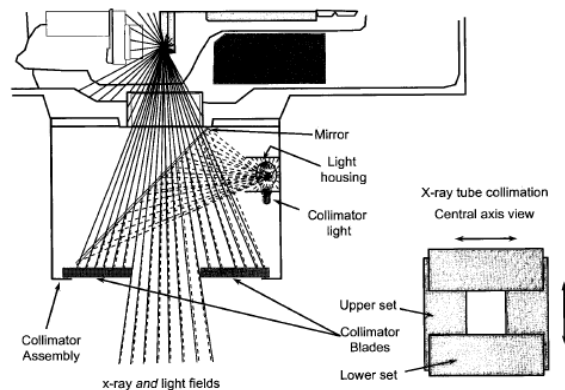


Figura 10: Representação dos colimadores conectados ao *housing* na porta do tubo [1].

Tomografia Computorizada

A Tomografia Computorizada, mais conhecida por CT (*“Computed Tomography”*) ou TAC (*“Tomografia Axial Computorizada”*), foi a primeira modalidade de imagem por raios-X que tornou possível observar o interior do corpo, camada a camada. Desde a primeira CT, vários progressos foram conseguidos, nomeadamente a diminuição do tempo de exame e de reconstrução da imagem. Enquanto o primeiro foi possibilitado pelos avanços na geometria de aquisição, detetores e tubo de raios-X; o segundo avanço deveu-se à modernização dos computadores, sendo que atualmente a imagem é reconstruída em tempo real [1].

4.1. Princípios Básicos

Na radiografia convencional a anatomia tridimensional (3D) do paciente é reduzida a uma imagem de projeção a duas-dimensões (2D) num filme plano. Nesta imagem, o contraste representa as diferentes propriedades da atenuação dos raios-X, dentro do paciente, ao longo de uma linha entre o ponto focal dos raios-X e o ponto no detetor correspondente ao ponto da imagem. Assim, não existe informação sobre profundidade do paciente. Esta limitação pode ser ultrapassada realizando, por exemplo, aquisições tanto na projeção posteroanterior (PA) como lateral (L), esta última fornecendo informação em profundidade do paciente. Da aquisição de ambas as projeções, PA e L, é possível obter informação sobre a localização, por exemplo, de um nódulo pulmonar (Figura 11, abaixo). No entanto, para patologias mais complexas estas duas projeções não são suficientes. Uma maneira de obter maior informação seria a realização de um maior número de projeções, com intervalos regulares, em volta do paciente e armazenando os dados em computadores que poderiam, posteriormente, reformatar os dados e gerar um exame completo de CT [1].

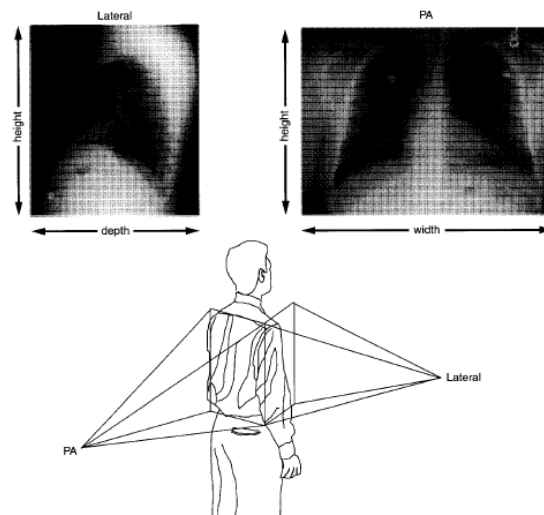


Figura 11: Projeção posteroanterior (PA) e lateral de um paciente [1].

A imagem tomográfica é uma imagem de uma “fatia” (*slice*) da anatomia do paciente (Figura 12, abaixo). Esta corresponde a uma imagem CT a duas dimensões, de uma secção 3D do paciente, com uma espessura da *slice* muito pequena (de 1 a 10 mm). As imagens CT têm um determinado número de pixéis e correspondentes voxéis (do inglês “*voxel*”, unidade 3D do *pixel*), os quais possuem as mesmas dimensões dos pixéis mas incluem a dimensão da espessura da *slice* [1].

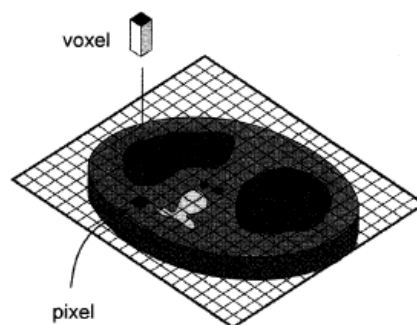


Figura 12: Representação de uma slice do paciente, pixel e voxel [1].

4.1.1. Aquisição Tomográfica

Existem três tipos de aquisição de imagem: projeção (radiografia convencional), transmissão e emissão (medicina nuclear). Neste trabalho apenas são de interesse as imagens obtidas por projeção e transmissão.

Uma medida de transmissão através do doente detetada por um único detetador num determinado instante de tempo é denominado raio. Uma série de raios que atravessam

o paciente com a mesma orientação é chamado de projeção (imagem bidimensional (2D) da anatomia 3D do paciente) [1]. Existem dois tipos de geometrias de projeção usadas em imagiologia CT: geometria de feixe paralelo (Figura 13.(a)) e geometria de feixe em leque (Figura 13.(b)), consoante os feixes sejam paralelos ou divirjam de um determinado ângulo, respetivamente.

Nos *scanners* CT modernos, a aquisição com geometria de feixe em leque é a utilizada juntamente com processos de reconstrução. O *scan* CT tem como propósito a aquisição de um elevado número de medições de transmissão através do doente em diferentes posições. Uma aquisição corresponde a apenas uma *slice* do paciente, que pode envolver cerca de centenas de raios em centenas de projeções para diferentes ângulos. Após a aquisição de uma *slice* e antes da aquisição da *slice* seguinte, a cama onde o paciente se encontra irá mover-se segundo o eixo-z do *scanner*, ou seja, a direção crânio-caudal do paciente. Ocorre assim a aquisição da imagem seguinte e o processo repete-se até perfazer o exame completo [1].

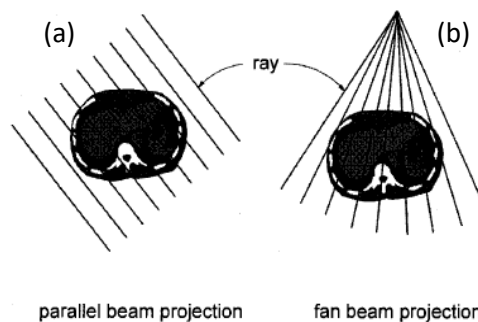


Figura 13: Esquema da projeção de feixe paralelo (a) e feixe em leque (b) [1].

4.1.2. Reconstrução Tomográfica

Cada raio adquirido na CT corresponde a uma medição de transmissão, ao longo de uma linha que atravessa o paciente, medida por um detetor que regista um valor de intensidade, I_t . A intensidade inicial do raio-X, I_0 , é, também, medida por um detetor de referência. Estas duas intensidades relacionam-se pela seguinte equação de decaimento exponencial (Lei de Beer-Lambert):

$$I_t = I_0 e^{-\mu t}$$

onde, t é a espessura do paciente e μ o coeficiente de atenuação linear médio, ambos ao longo da direção do raio. Estes parâmetros são muito importantes pois dependem da anatomia do paciente. O valor do coeficiente de atenuação linear médio, de cada raio, é importante pois é usado no algoritmo de reconstrução. Usando este valor é possível

diminuir a dependência da reconstrução nos parâmetros que dependem do *scanner*, obtendo assim uma imagem que depende primeiramente da anatomia do paciente. Este pré-processamento (secção 4.3.1.) dos dados é realizado antes da reconstrução das imagens. Obter imagens apenas, ou maioritariamente, dependentes da anatomia do paciente é algo bastante desejável na imagiologia, num contexto geral [1].

Após este pré-processamento, são produzidas as imagens CT usando o algoritmo de reconstrução CT. Embora existam várias estratégias de reconstrução, a retroprojeção filtrada (do inglês “*filtered backprojection*”), que será discutida na secção 4.3.4, é a mais utilizada nos *scanners* CT clínicos [1].

4.2. Geometria e Desenvolvimento

O conhecimento do desenvolvimento e evolução dos *scanners* CT é muito importante para a compreensão dos seus conceitos e tecnologias. Estes abrangem diversas tecnologias como detetores de raios-X, sistemas de tubo de raios-X e sofisticados algoritmos de reconstrução. O desenvolvimento destes *scanners* CT está dividido em gerações, a cada qual correspondendo à evolução de um aspeto importante.

4.2.1. Primeira e Segunda Geração

Os *scanners* de primeira e segunda geração são sistemas de rotação/translação diferindo na geometria de feixe e no número de detetores. Os *scanners* de primeira geração apresentam uma geometria paralela de feixe lápis (“*pencil beam geometry*”), com um detetor apenas e medindo o raio-X de transmissão que atravessa o paciente. Já o *scanner* de segunda geração tem uma geometria de feixe em leque (“*fan beam geometry*”) e são incorporados 30 detetores (o número de detetores determina a abertura do feixe). Uma vantagem da primeira geração é o facto de o feixe em lápis diminuir o *scattering* pois não ocorre deteção dos raios defletidos. Com o aumento do número de detetores o tempo de aquisição é diminuído por um fator de 30, permitindo que um *scan* de corpo fosse realizado durante o susto da respiração dos pacientes [8]. Nas Figura 14 e Figura 15 encontra-se as geometrias de feixe e as representações esquemáticas dos *scanners* de primeira e segunda geração [1].

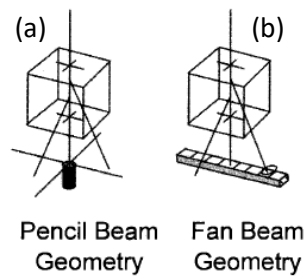


Figura 14: Detecção de *scattering* em geometria de feixe em lápis (a) e geometria de feixe em leque (b) [1].

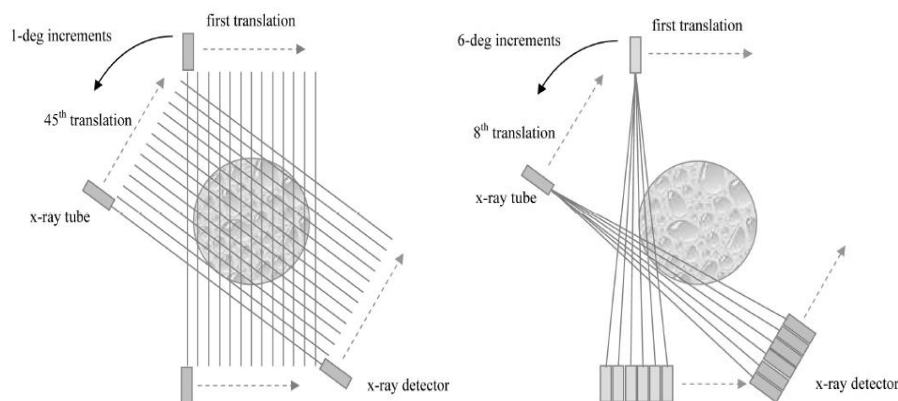


Figura 15: Representação esquemática dos movimentos de rotação e translação do sistema dos *scanners* CT das primeira (esquerda) e segunda geração (direita) [8].

4.2.2. Terceira e Quarta Geração

O movimento de translação presente na primeira e segunda geração é o maior fator que limita a redução do tempo de aquisição durante a realização dos exames. Sendo assim, para os *scanners* de terceira geração este movimento tornou-se apenas de rotação, nos quais é incorporado um arco concêntrico, com 800 detetores (aumentando o ângulo do feixe em leque), com o tubo de raios-X de modo a que o feixe de raios-X atingisse todo o paciente (Figura 16). O tubo de raio-X e o detetor são estacionários relativamente um ao outro, e ambos irão realizar um movimento de rotação em torno do paciente, como mostra na Figura 16 [1], [8].

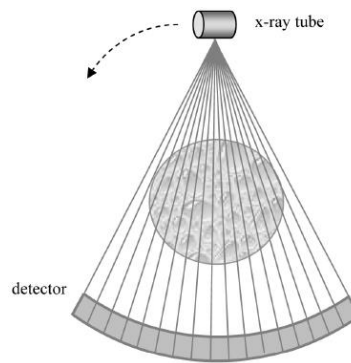


Figura 16: Representação esquemática do mecanismo dos *scanners* CT de terceira geração [8].

Inicialmente, a *gantry* era forçada a rodar nos sentidos horário e anti-horário devido às limitações dos cabos por onde os sinais eram transmitidos, de modo a adquirir *slices* adjacentes. Estas limitações juntamente com o peso da *gantry* (algumas centenas de quilogramas) restringiam o tempo de aquisição para 2 segundos por rotação [1], [8].

Ainda na terceira geração de detetores é introduzido um anel, possibilitando a colocação e rotação da *gantry* em torno do paciente, com uma velocidade constante e por sucessivos *scans*, e diminuir o tempo de rotação para 0,5 segundos. Este anel servia tanto para alimentação da *gantry* como para transmissão de dados [1], [8].

Na estrutura dos *scanners* CT de quarta geração o anel de detetores permanece estacionário enquanto o tubo de raio-X roda em torno do paciente, como se mostra na Figura 17. Durante a aquisição, utilizando este *scanner*, o feixe de raios-X é emitido pela fonte de raio-X com uma forma em leque. Os dados obtidos serão processados usando a reconstrução deste tipo de feixe, para cada detetor. O leque que se obtém da reconstrução (Figura 17, a preenchido) é uma projeção cujo vértice se encontra nos detetores, e não no tubo de raios-X [1], [8].

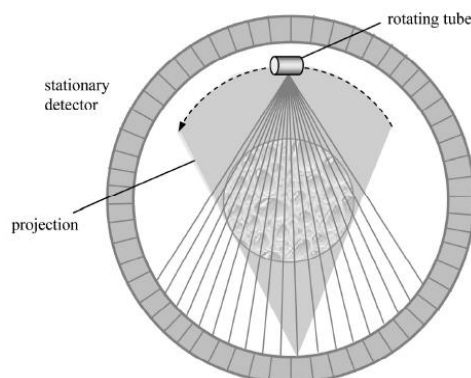


Figura 17: Representação esquemática do mecanismo dos *scanners* CT de quarta geração [8].

4.2.3. Quinta Geração: EBCT

A quinta geração de *scanners* CT, chamado EBCT (*Electron-Beam CT*, em português CT por feixe de eletrões) foi exclusivamente desenvolvida para imagiologia tomográfica ao coração e não existe qualquer movimento por parte do *scanner*. Estes não fazem uso de um tubo de raio-X convencional, mas sim de um arco de tungsténio (alvo) que circunda o paciente, estando este colocado na frente de um arco de detetores, os quais não são coplanares. Os raios-X são produzidos (em formato leque) à medida que um feixe de eletrões de elevada energia atinge o alvo de tungsténio. O feixe de eletrões é produzido com uma forma semelhante a um cone e é desviado com recurso a lentes eletrostáticas [1], [8].

Como não existe qualquer rotação durante o varrimento, os exames são mais rápidos permitindo a realização de filmes ou a observação de determinados instantes dos movimentos cardíacos do paciente, sendo capaz de efetuar *scans* entre 20 e 50 ms. Uma média final de todas as imagens é implementada para diminuir o ruído e obter imagens melhoradas [1], [8].

Na Figura 18, encontra-se uma representação esquemática da disposição dos vários elementos que constituem o EBCT.

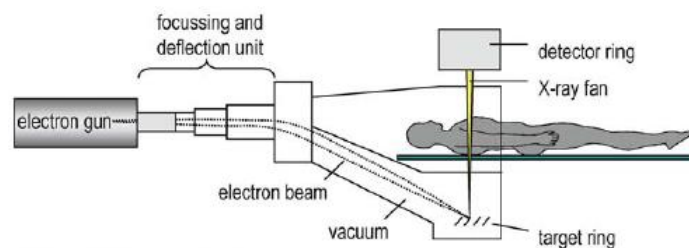


Figura 18: Esquema do *scanner* CT de quinta geração [9].

4.2.4. Sexta Geração: Helical

A introdução do anel de detetores (na terceira geração) permitiu a rotação da *gantry* em torno do paciente, num movimento de deslize. O deslize da *gantry* pelo anel de detetores levou à eliminação das limitações do sistema (referidas na secção 4.2.2.) e à possibilidade de uma rotação contínua sem a ocorrência de pausas entre aquisições [1].

Os *scanners* CT de sexta geração consistem na combinação da rotação do tubo de raio-X com a translação da cama onde está posicionado o paciente. Deste modo tem-se uma aquisição com movimento helicoidal, como mostra na Figura 19 [2]. Estes *scanners* são denominados de *scanner* CT helicoidal ou *scanner* CT espiral.

O movimento helicoidal pode ser implementado na geometria dos *scanners* de terceira e quarta geração, de modo a encurtar o tempo de exame completo ao tempo do suste de respiração do paciente. No entanto, para produzir uma reconstrução de uma secção planar do paciente foi necessário considerar novos parâmetros para a aquisição de dados. A reconstrução após um *scan* helicoidal requer a interpolação dos dados de modo a se aproximar de uma reconstrução de dados planares (os processos de reconstrução são abordados na secção 4.3.). Um dos parâmetros a ter em conta neste tipo de *scans* é a velocidade de movimento da cama relativamente à velocidade de rotação da *gantry*. A esta relação é dada o nome de passo da hélice (*“helical pitch”*), o qual será explicado posteriormente na secção 4.7. [1], [9]. Estes conceitos serão abordados posteriormente.

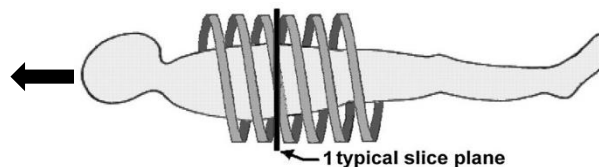


Figura 19: Movimento de translação do paciente e rotação da *gantry* CT. Da combinação dos movimentos resulta um percurso helicoidal em torno do paciente. Adaptado de [9].

4.2.5. Sétima Geração: Matriz Detetores Múltiplos

Nos *scanners* CT convencionais, com apenas um *array* de detetores, a espessura da *slice* é determinada pela abertura do colimador. Para obter uma maior espessura da *slice*, é necessária uma maior abertura do colimador, o que origina uma perda da resolução espacial dessa *slice*. Este compromisso entre a espessura da *slice* e a resolução espacial é evitável introduzindo múltiplos *arrays* de detetores. Nesse caso, a espessura da *slice* deixa de ser dependente da abertura do colimador e passa a ser determinada pelo tamanho dos detetores (ver Figura 20). Esta adição permite adicionalmente melhorar o aproveitamento dos raios-X produzidos relativamente à produção de dados para formação de uma imagem, deteção de um número maior de raios [1].

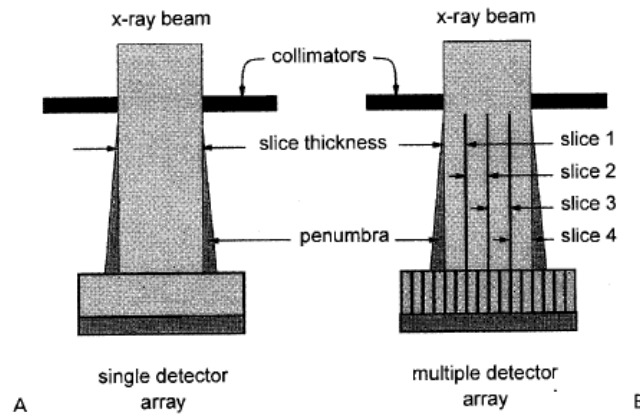


Figura 20: Esquema de detectores de um (A) e múltiplos (B) arrays de detectores [1].

Os *scanners* de sétima geração são denominados por *scanner* CT multidetector (MDCT, do inglês “*Multidetector Computed Tomography*”) ou *scanner* CT multicorte (MSCT, do inglês “*Multislice Computed Tomography*”) [10]. Os números de cortes atualmente encontrados para estes *scanners* são potências de 4 entre 4 e 512 cortes [11]. O aumento do número de cortes torna o exame mais rápido.

Anteriormente a qualquer exame CT são adquiridas duas radiografias de localização, denominadas de topograma, nas vistas PA e lateral. Da junção de ambas é possível obter informação sobre a estrutura e densidades do paciente. Este permite também selecionar a região anatômica de interesse para o exame CT.

4.3. Reconstrução de Imagem e Processamento

4.3.1. Pré-processamento dos Dados

Os dados adquiridos num *scanner* CT são pré-processados antes de reconstruída a imagem. Um sistema eletrônico de detectores produz uma série de dados digitais, tornando possível o seu processamento por parte de computadores. As eficiências geométricas dos detectores são medidas durante a calibração e são armazenadas no computador para futura correção das mesmas no pré-processamento. As calibrações são determinadas a partir de *scans* ao ar permitindo assim o ajuste do ganho eletrônico de cada detector [1].

Após realizada a calibração dos dados digitais, o computador irá realizar a reconstrução de acordo com o seguinte logaritmo, cujos parâmetros foram definidos anteriormente:

$$\ln \left(\frac{I_0}{I_t} \right) = \mu t$$

O coeficiente de atenuação linear, μ , é determinado pela composição e densidade de cada tecido presente num certo voxel do paciente (como se pode observar na Figura 21). Sendo μ o coeficiente de atenuação linear total de cada raio, pode ser decomposto nas suas componentes [1]:

$$\mu t = \mu_1 \Delta t + \mu_2 \Delta t + \mu_3 \Delta t + \dots = \Delta t [\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots]$$

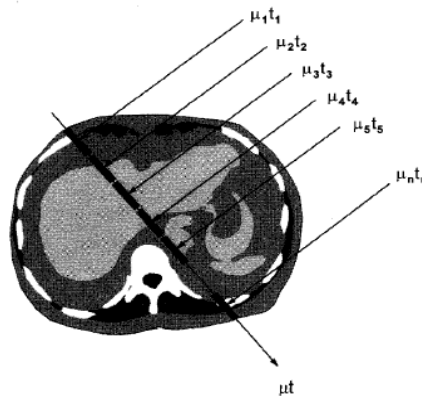


Figura 21: Coeficiente de atenuação total para cada raio [1].

4.3.2. Sinograma

O sinograma é um gráfico de intensidade a duas dimensões das projeções das medidas em função do canal do detetor e da vista de projeção. Este corresponde aos dados adquiridos de cada *slice* antes de efetuada a reconstrução. No entanto, o sinograma não é utilizado para propósitos clínicos [1].

4.3.3. Interpolação (*Helical Scans*)

Os dados resultantes de um *scan* CT helicoidal correspondem à trajetória que o tubo de raio-X realiza em torno do paciente. Como os algoritmos de reconstrução CT assumem que a trajetória do tubo de raio-X é circular, e não helicoidal, os dados obtidos necessitam ser interpolados, compensando assim a diferença entre as geometrias de aquisição. A interpolação dos dados consiste na adição de um passo adicional no pré-processamento [1].

4.3.4. Retroprojeção

Um método de reconstrução de imagens é um algoritmo baseado na retroprojeção simples (*"simple backprojection"*), o qual se pode observar na Figura 22. Nesta figura é possível observar o processo de reconstrução por retroprojeção simples onde se observa o raio-X de projeção para um determinado ângulo (Figura 22.(a)) e o perfil de transmissão produzido (Figura 22.(b)). O processo de reconstrução distribui uniformemente o perfil obtido ao longo do ângulo de projeção correspondente, como se mostra na Figura 22.(c). Repetindo este processo para todos os ângulos de projeção, e somando os perfis de transmissão, obtém-se a imagem da Figura 22.(d). No entanto, a imagem obtida por este método de reconstrução é desfocada. Este problema pode ser resolvido através da filtragem, resultando o método de reconstrução por retroprojeção filtrada (*"filtered backprojection"*) [2], [9].

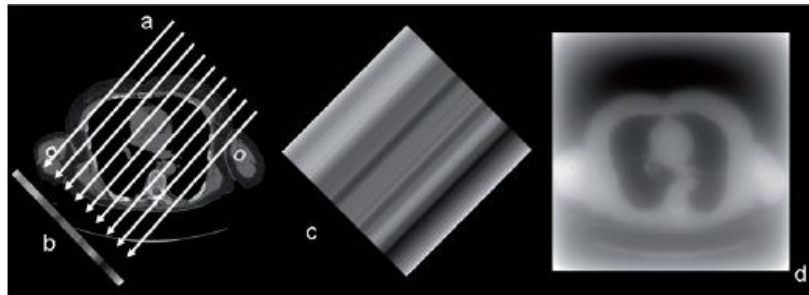


Figura 22: Imagem obtida a partir de retroprojeção simples. Em (a, b) Projeção de raio-X e correspondente perfil de transmissão para um determinado ângulo; (c) Perfil de distribuição ao longo do percurso do raio; e (d) Perfis de transmissão para diversos ângulos, obtendo-se uma imagem desfocada [2].

A retroprojeção filtrada é a técnica mais usada na reconstrução de imagens em CT [2]. Para reconstruir uma imagem que não esteja desfocada é aplicada uma função de filtro a cada vista antes da retroprojeção [9]. Esta operação matemática denomina-se de convolução. Vários *kernels* de convolução são usados para diferentes aplicações clínicas como imagens de tecidos moles e de ossos (descritos no subcapítulo abaixo). Estes *kernels* referem-se ao formato da função de filtro no domínio espacial, contudo é realizada a filtragem no domínio de frequência.

A transformada de Fourier (FT – *"Fourier Transform"*) converte uma função expressa no domínio espacial numa função expressa no domínio de frequência. No entanto, a transformada de Fourier inversa (FT^{-1}) realiza o processo inverso passando do domínio de frequência para o domínio espacial.

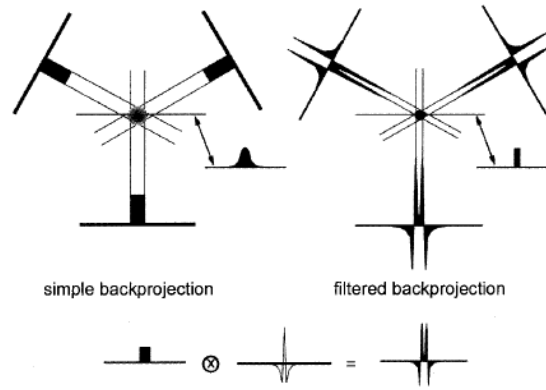


Figura 23: Retroprojeção simples versus retroprojeção filtrada. Observa-se que a reconstrução da imagem por retroprojeção simples é desfocada obtendo-se um perfil em forma de gaussiana, enquanto por retroprojeção filtrada, a mesma imagem, produz perfil linear, em formato de cilindro [1].

A convolução é uma operação de cálculo integral e representa-se pelo símbolo $\otimes$. Na Figura 23, que se antecede, é mostrado um exemplo de *kernel* de convolução. Com $p(x)$ como representação de dados de projeção e $k(x)$ o *kernel*, ambos no domínio espacial, resulta, então, $p(x)'$ representando os dados filtrados no domínio espacial:

$$p(x)' = p(x) \otimes k(x)$$

A diferença entre a reconstrução por retroprojeção simples e filtrada encontra-se na equação acima. Enquanto na retroprojeção filtrada a projeção ocorre para $p(x)'$, na retroprojeção simples esta ocorre para $p(x)$ (dados não filtrados). No entanto, esta equação também pode ser descrita no domínio de frequência como:

$$p(x)' = FT^{-1}\{FT[p(x)] \times K(f)\}$$

onde, $K(f) = FT[k(x)]$, representando o *kernel* no domínio de frequência [1].

Na Figura 24 estão ilustrados exemplos de filtros de convolução, onde se pode observar algumas diferenças nas imagens CT reconstruídas a partir dos mesmos. No filtro Lak a amplitude aumenta linearmente em função da frequência. A desfocagem das imagens tem uma dependência de $1/r$ no domínio espacial e $1/f$ quando se transforma em domínio de frequência; portanto, quando multiplicado pelo filtro Lak, sendo este $L(f) = f$, o efeito indesejado (indefinição da imagem) é compensado para todas as frequências pois $1/f \times f = 1$. No entanto este filtro produz imagens com elevado ruído (Figura 24.(A)). O filtro Shepp-Logan é idêntico ao filtro Lak mas tem uma maior redução das altas frequências tendo influência no resultado final das imagens CT. Já o filtro Hamming tem uma redução mais acentuada permitindo a supressão da grande parte do ruído proveniente das altas frequências [1].

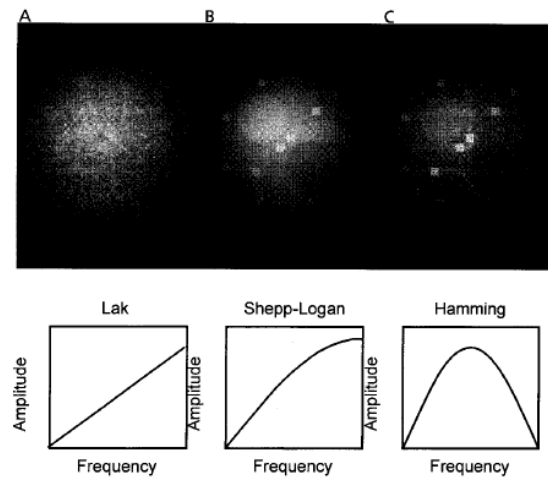


Figura 24: Exemplos de filtros de reconstrução: (A) Lak, (B) Shepp-Logan e (C) Hamming [1].

Na Figura 25 estão representadas várias imagens CT produzidas através da reconstrução por retroprojeção filtrada. Cada imagem corresponde a diferentes ângulos. Respetivamente, as imagens correspondem a 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256 e 1024 projeções.

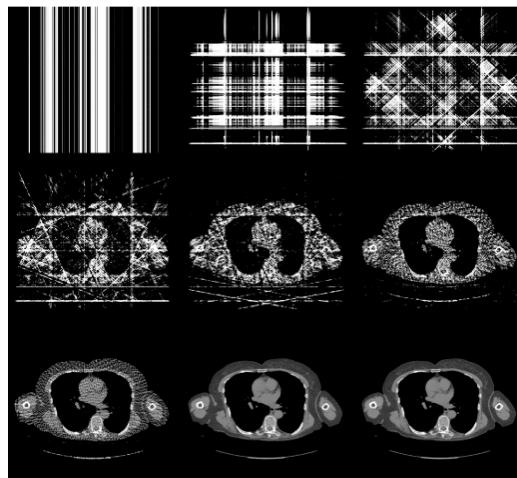


Figura 25: Retroprojeção filtrada. Imagens associadas à filtragem da projeção de diversos ângulos, respetivamente 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256 e 1024 projeções [2].

4.3.5. *Kernels*: Ossos e Tecido Mole

Os *Bone Kernels* e *Soft Tissue Kernels* são filtros de reconstrução para, respetivamente, osso e tecido mole. O *bone kernel* é um filtro de baixas energias logo irá acentuar as altas frequências da imagem, mas à custa do aumento do ruído. As imagens CT de ossos têm elevado contraste (correspondente elevado sinal) logo possuem uma razão sinal-ruído (SNR: *Sinal-Noise Ratio*) muito boa. Para observar certas regiões com um

maior detalhe o SNR destas imagens poderá diminuir ligeiramente [1]. Contrariamente, o *soft tissue kernel* é um filtro de altas energias logo as baixas energias serão realçadas.

Para algumas aplicações clínicas é possível jogar com a resolução espacial e resolução de contraste, por exemplo na reconstrução com filtros de tecidos moles. Os *kernels* de tecidos moles produzem imagens com baixo ruído, mas baixa resolução espacial. A resolução das imagens é caracterizadas pela função de transferência de modulação (MTF – “*Modulation Transfer Function*”) [1].

A MTF é definida como a razão entre a modulação de saída e a modulação de entrada de um sistema de imagem, quantificando a sua resposta (degradação do contraste) como função da frequência [2]. Para um sistema ideal a sua resposta seria independente da frequência, no entanto, na prática, a degradação da resposta do sistema é constante [8].

A MTF pode, também, ser calculada pela magnitude da transformada de Fourier da PSF (“*Point Spread Function*”) que é a resposta do sistema para um objeto pontual. Contudo não existem objetos pontuais e a PSF é aproximada para fios finos (diâmetro significativamente pequenos) [8].

4.3.6. Números CT ou Unidades de Hounsfield

Para os radiologistas o mais importante é a qualidade da imagem. Estes requerem imagens radiográficas com qualidade suficiente para visualização de pormenores e sem perda de informação crucial que possa prejudicar o diagnóstico do paciente.

Nas imagens CT, a matriz dos valores dos coeficientes de atenuação linear μ , já reconstruídos, é transformada numa matriz correspondente às unidades de Hounsfield (HU – “*Hounsfield Units*” ou “*CT numbers*”) para cada coeficiente de atenuação linear [2], [8]. Estas unidades são obtidas pela relação entre os coeficientes de atenuação linear da matriz e o coeficiente de atenuação linear da água, à temperatura ambiente, de acordo com a seguinte equação:

$$HU = \frac{\mu - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \times 1000$$

onde, $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente de atenuação linear da água [8].

As imagens CT e, consequentemente, os números CT dependem das propriedades físicas dos tecidos. A densidade e o coeficiente de atenuação linear são as principais características das quais dependem estas imagens [8].

Na Tabela 3 encontra-se os valores típicos das unidades HU para diversos tecidos e órgãos do corpo. Nesta encontram-se, também, os valores de HU para a água e ar, respetivamente, 0 e -1000. É ainda possível observar que variações dos valores de HU apenas não acontecem para a água e o ar. Devido às variações das gamas de HU para os tecidos e órgãos, as quais se justificam pela determinação destes valores com diferentes tensões do tubo, para visualização correta das imagens CT é necessário haver um ajuste da escala de cinzentos. Normalmente, estas imagens são visualizadas em monitores usando uma escala de cinzentos de oito-bit, o que representa uma escala com 256 tons de cinzento [8].

<i>TECIDOS OU ÓRGÃOS</i>	<i>UNIDADES DE HOUNSFIELD</i>
<i>Osso Compacto</i>	+1000 (+300 a +2500)
<i>Fígado</i>	+60 (+50 a +70)
<i>Sangue</i>	+55 (+50 a +60)
<i>Rins</i>	+30 (+20 a +40)
<i>Músculo</i>	+25 (+10 a +40)
<i>Cérebro, matéria cinzenta</i>	+35 (+30 a +40)
<i>Cérebro, matéria branca</i>	+25 (+20 a +30)
<i>Água</i>	0
<i>Gordura</i>	-90 (-100 a -80)
<i>Pulmão</i>	-750 (-950 a -600)
<i>Ar</i>	-1000

Tabela 3: Valores de HU típicos correspondentes a certos tecidos e órgãos [2].

De modo a visualizar imagens de determinados tecidos é necessário o ajuste da escala de cinzentos, como já referido anteriormente. Este ajuste é alcançado com a seleção da largura da janela ("*window width*" - WW) e do nível da janela ("*window level*" - WL), podendo assim visualizar determinados tecidos de interesse. A largura da janela define a gama dos HU's que são representados pelos valores mapeados (variando de branco para preto) e o nível da janela define o valor central de HU dentro da largura da janela definida [2]. Esta janela é adaptada para cada exame de diagnóstico.

4.4. Redução de Dose em Radiodiagnóstico

O uso da CT aumentou consideravelmente nos últimos anos devido ao seu papel muito importante no diagnóstico e estadiamento de doenças. No entanto, como referido anteriormente, a radiação usada em exames de diagnóstico é suficiente para aumentar o risco de cancro [12]. Tendo em conta que o objetivo do princípio ALARA (referido anteriormente) é a minimização de doses aos doentes e que a dose de radiação aplicada em pacientes pediátricos é de extrema preocupação, pois quanto menor for o paciente maior é a probabilidade de se desenvolver cancro, foram efetuadas alterações aos equipamentos e protocolos para redução das doses aos mesmos. Considerando que as crianças são mais sensíveis à radiação do que os adultos, e apresentam maior esperança de vida, estas alterações levaram à inserção de blindagens durante os exames CT, e ao desenvolvimento de métodos de modulação de intensidade de corrente (*“tube current modulation”* - TCM) [12].

4.4.1. Blindagens

A blindagem permite proteger órgãos mais sensíveis da radiação, como o tecido mamário, tireoide e gónadas, quando adicionadas a exames onde o método de irradiação é de intensidade de corrente constante. No entanto, estas são controversas quando adicionadas em exames realizados com métodos de modulação de intensidade de corrente.

4.4.2. Métodos de Modulação de Intensidade de Corrente

Como referido na secção 4.2.5., anteriormente a qualquer exame CT são adquiridas duas radiografias de localização, denominadas de topograma, nas vistas PA e lateral. Da junção de ambas é possível obter informação sobre a estrutura e densidades do paciente. É a partir deste topograma que a intensidade de corrente a aplicar ao paciente é determinada pelos métodos de modulação de intensidade de corrente.

A ATCM (*“Automatic Tube Current Modulation”*, em português Modulação Automática de Intensidade de Corrente) é um sistema automático de modulação de intensidade de corrente [7]. Esta técnica permite o ajuste automático da intensidade de corrente, e consequentemente a dose de radiação, consoante o tamanho do paciente, diminuindo a intensidade de corrente para pacientes pequenos e aumentando para pacientes maiores e conforme as regiões anatómicas de interesse [7], [12], [13]. Para zonas de

menor atenuação (ex: pulmões) há uma diminuição da intensidade de corrente e, para zonas de maior atenuação (ex: ossos) ocorre o aumento da intensidade de corrente. Os sistemas de modulação automática permitem a redução da dose no paciente mantendo uma certa qualidade de imagem e simultaneamente a diminuição dos artefactos nas mesmas [14].

Inicialmente, foram desenvolvidos dois tipos diferentes de ATCM: longitudinal e angular. A modulação longitudinal ajusta a intensidade de corrente segundo o eixo-z (Figura 26.(a)), variando I consoante a posição z da cama. Na modulação angular a intensidade de corrente é ajustada segundo o eixo-x,y (Figura 26.(b)), onde se varia o ângulo de projecção, β . Estas modulações permitem a otimização da dose de radiação nos pacientes [8], [15]. No início estes tipos de modulação eram usados separadamente.

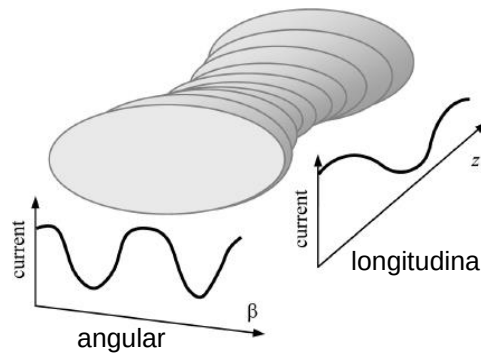


Figura 26: Esquema da modulação longitudinal (a) e angular (b). Adaptado de [8].

Na modulação angular o ajuste automático da intensidade de corrente é realizado para cada ângulo de projecção segundo a atenuação do paciente. Uma geometria não circular deste leva a que o ruído da imagem seja determinado pelas zonas de maior densidade. A modulação é realizada em localizações diferentes (360° de rotação) de modo a obter um valor constante de ruído e possibilitar a redução da exposição à radiação. Uma nova abordagem da modulação angular é o ajuste da intensidade de corrente em tempo real, isto é, fazendo o ajuste consoante a anatomia do paciente e não através do topograma [14].

A técnica de modulação longitudinal ajusta automaticamente a intensidade de corrente mantendo um certo nível de ruído constante. Este nível de ruído pode ser escolhido pelo radiologista fazendo com que o *scanner* varie a intensidade de corrente para que todas as imagens obtidas mantenham esse mesmo valor. Neste tipo de modulação, a CT determina a intensidade de corrente a aplicar ao paciente através do topograma adquirido (ver secção 4.2.5.). Dos dados de uma única projecção deste topograma retira-

se informações sobre a densidade, tamanho e forma do paciente. No entanto, do total das projeções é possível obter uma estimativa da assimetria elíptica do paciente [14].

Após estudos efetuados por diversos investigadores, concluiu-se que para uma melhor utilização da função da modulação seria necessário o uso das duas modulações em simultâneo [16]. A combinação destes dois tipos de modulação é conhecida como modulação 3D. Sem a modulação angular, a intensidade de corrente na rotação mantém-se constante, apesar da variação do perfil de atenuação do paciente [14]. Justificando assim a necessidade da utilização em simultâneo de ambos os tipos de modulação, longitudinal e angular. Os *scanners* mais modernos vêm já equipados com ambos os tipos de modulação. Esta combinação permite uma redução de dose ao paciente, comparando com exame realizado com corrente constante [17].

Recentemente, a Siemens construiu um *scanner* CT equipado com modulação de intensidade de corrente que possibilita a redução de dose a determinados órgãos, denominada *Organ-Based TCM*. Esta técnica permite reduzir a dose, em tempo real, em órgãos sensíveis como mama, tireoide e olhos [15].

4.5. Protocolos

Os protocolos variam consoante a idade do paciente, fazendo diferença se é uma criança a ser irradiada ou um adulto. Em exames pediátricos são usados níveis de ruído mais baixos (melhor qualidade de imagem) devido ao tamanho do paciente (necessário maior detalhe), comparativamente a exames realizados em adultos. Enquanto para os protocolos torácicos pediátricos é usada uma tensão de 100 kV, nos protocolos de adulto este mesmo parâmetro é de 120 kV. Já para protocolos cerebrais o parâmetro em questão é igual para protocolos pediátrico e adulto (120 kV). Na Tabela 4 encontram-se os protocolos clínicos que serviram de base para o desenrolar deste trabalho.

FANTOMA	SCANNER CT	ZONA	PROTOCOLO CLÍNICO
ADULTO	TOSHIBA	Torácica	"Torax - 2 mm"
	GE	Torácica	"5.1 Torax Helical"
PEDIÁTRICO	TOSHIBA	Torácica	"Torax/Abdomen (16 - 30 kg)"
	GE	Torácica	"15.8.3 - Cervico Torax Abdomen"
	GE	Cabeça	"1.2 Cerebral Helical" "1.2 Cerebral 3.75/7.5 mm"

Tabela 4: Protocolos clínicos que serviram de base para este trabalho.

Os protocolos usados neste trabalho não são os protocolos usados em procedimentos clínicos, recorrendo-se à alteração de parâmetros de aquisição como a intensidade mínima e máxima e níveis de ruído para que a saturação de corrente não ocorresse, o que poderia acontecer quando adicionada a blindagem e o efeito provocado por esta poderia não ser visível. Os protocolos variam consoante o *scanner* utilizado e onde os protocolos destes eram diferentes foram alterados valores de modo a obter protocolos semelhantes para possíveis comparações, sendo um destes valores a configuração dos detetores. A configuração dos detetores é, respetivamente, $16 \times 1,25$ e $16 \times 0,5$ para a GE e Toshiba e alterando-se a configuração do *scanner* CT da GE para $16 \times 0,625$ obtêm-se protocolos parecidos possíveis de comparar. A colimação do feixe e índice de ruído foram valores também alterados entre aquisições para comparação, observando-se assim o efeito destes parâmetros. No caso da variação do índice do ruído permitiu a comparação entre protocolos normais e protocolos de alta dose. No entanto, valores como o *pitch* (referido posteriormente), kV, FOV (seleção da região anatómica), rotação da gantry e algoritmos de reconstrução mantiveram-se iguais aos dos protocolos clínicos.

4.6. Medidas de Dose

Quando são efetuados múltiplos *scans* (diversas *slices*), a dose de radiação de *slices* adjacentes à região de interesse também contribui para a dose desta região.

A dose média de múltiplos *scans* (“*Multiple Scan Average Dose*” – MSAD) permite determinar a dose em CT. A MSAD consiste na dose de um certo órgão/tecido que inclui a dose proveniente de *scattering* de *slices* adjacentes, sendo definida como a dose média de diversas *slices*, a uma determinada profundidade [1].

Na Figura 27 encontra-se um perfil de dose resultante da contribuição de doses de sete *scans* adquiridos com 10 mm de colimação e um incremento, também, de 10 mm. Nesta figura é possível observar que a dose da *slice* central é superior à dose de um simples *scan*. A dose medida numa determinada *slice* é constituída por radiação X primária e radiação proveniente de *scattering*, tanto da respetiva aquisição como de *slices* adjacentes [8].

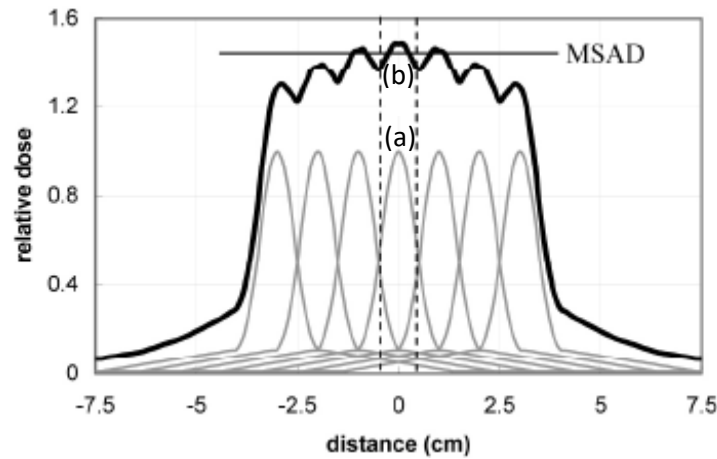


Figura 27: Esquema da contribuição de dose de diversos scans obtendo-se um perfil de dose (em modo *step-and-shoot*) [8].

Devido ao facto de a maioria dos exames serem contínuos, houve a necessidade de introduzir uma nova grandeza. Esta nova grandeza denomina-se CTDI (*Computed Tomography Dose Index*”, em português “Índice de Dose em Tomografia Computorizada”) [8].

O $CTDI_{100}$ é o índice mais comumente utilizado, referente à dose absorvida no ar integrada no comprimento de uma câmara de ionização (de 100 mm), sendo medido num fantoma PMMA (*polymethylmethacrylate*). O $CTDI_{100}$ é definido como:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50\text{ mm}}^{50\text{ mm}} D(z) dz$$

onde, $D(z)$ é a distribuição de dose em z para um único *scan* axial, n é o número de linhas de detetores e T é a espessura de cada fila de detetores [8].

As doses ao centro do paciente nem sempre são iguais às doses na periferia. Por exemplo, nos *scans* CT de cabeça o centro do paciente recebe quase a mesma dose que na periferia. No entanto, para *scans* de corpo, a dose central encontra-se entre um quinto (1/5) e um terço (1/3) da dose periférica. Sendo assim, foi proposto um novo CTDI que tem em conta esta discrepância de doses:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100}(\text{central}) + \frac{2}{3}CTDI_{100}(\text{periférico})$$

O $CTDI_w$ considera apenas a exposição de raios-X por método *step-and-shoot*, não tendo em conta a dose recebida quando realizado o *scan* helicoidal. Nos *scans*

helicoidais a cama movimenta-se com velocidade constante e esta tem de ser considerada. Este movimento pode ser descrito pelo *pitch* (definido no subcapítulo abaixo), levando assim à introdução do $CTDI_{vol}$. O $CTDI_{vol}$ é expresso em mGy e é definido pela equação abaixo:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

Outra grandeza pode ser estabelecida para ter em conta toda a dose de um exame completo de CT. Esta é definida como o produto dose-comprimento (“*Dose-Length Product*” - DLP) e é dada pela equação abaixo onde L é o comprimento total do *scan* [8].

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

O DLP é expresso em $mGy\ cm$. A dose efetiva, E , pode ser calculada aproximadamente a partir do DLP aplicando um fator de conversão f , o qual varia consoante as regiões do corpo (Tabela 5) [8].

$$E = DLP \times f$$

REGIÃO DO CORPO	FATOR DE CONVERSÃO f ($mSv/(mGy\ cm)$)
Cabeça	0.0021
Pescoço	0.0059
Tórax	0.014
Abdómen	0.015

Tabela 5: Fator de conversão f para diferentes regiões do corpo. Adaptado de [8].

4.7. Passo da Hélice (“*Pitch*”)

O *pitch* é um parâmetro importante nos protocolos de *scans* helicoidais devido à sua influência na dose de radiação ao paciente, qualidade de imagem e tempo de *scan*. Para um *scanner* CT com um único *array* de detetores, e com um *pitch* de 1, o exame é comparável a aquisições de CT axial contígua. No entanto, um *pitch* inferior a 1 representa um *overscanning* (uma sobreposição de dois *scans*) o qual pode levar a um melhoramento da qualidade de imagem, mas, também, a um consequente aumento da dose de radiação ao paciente. Contrariamente, um *pitch* superior a 1 leva a uma menor dose ao paciente se a aquisição for realizada com intensidade de corrente constante.

Um *pitch* > 1 tem como grande benefício a rápida execução de exames levando a menores movimentações dos pacientes [1], [18]. Na Figura 28 observam-se as três hipóteses quando usado um *pitch* inferior, igual ou superior a 1.

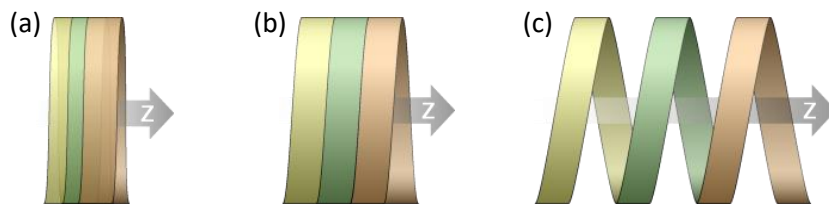


Figura 28: Representação esquemática para *pitch* inferior (a), igual (b) e superior (c) a 1 [18].

Devido à necessidade de uniformizar a definição do *pitch* para *scanners* de apenas um *array* e múltiplos *arrays* de detetores (Figura 20), o *pitch* é definido de acordo com a equação abaixo [19].

$$\text{Pitch} = \frac{\text{movimento da cama por uma rotação da gantry (mm)}}{\text{colimação do feixe (mm)}}$$

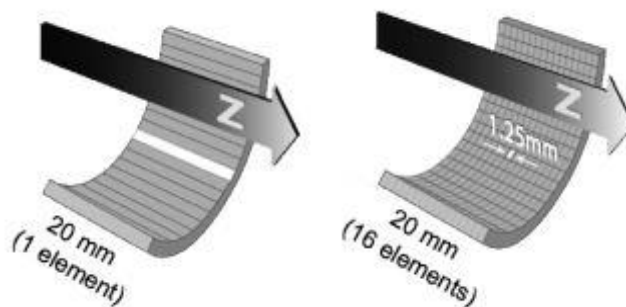


Figura 29: Representação esquemática de scanners de apenas um *array* (esquerda) e múltiplos *arrays* (direita) de detetores [19].

Estado da Arte

Em 2003, Fricke *et al.* [20] avaliaram redução de dose de radiação e a qualidade da imagem quando usada blindagem de mama de bismuto em exames MDCT no tórax ou abdómen de pacientes pediátricas femininas.

A blindagem da mama foi construída a partir de duas folhas de latex revestidas de bismuto (F&L Medical Products), esta possuía uma densidade de 1,7 g de bismuto por cm^2 (contudo, a blindagem comercial é o dobro da utilizada por Fricke *et al.*). Estas blindagens foram usadas sobre uma almofada de espuma (1 cm de espessura). A espuma foi utilizada para ajudar no posicionamento da blindagem, reforçando, e para criar uma camada entre a blindagem e o tecido do paciente numa tentativa de diminuir dose vinda de radiação dispersa. Foram construídos três tamanhos diferentes de blindagem (12×4 , 30×7 e 47×15), para abranger idades desde dois meses até 18 anos (numa média de 9 anos).

Neste estudo participaram 50 pacientes femininas, das quais 29 realizaram o exame ao tórax e as restantes 21 exame abdominal, sendo que todos estes exames CT foram realizados no *scanner* MDCT (LightSpeed; General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI), fazendo uso dos seguintes parâmetros de aquisição: espessura da *slice* de 5 mm, rotação da *gantry* de 0,8 segundos e 120 kVp. A intensidade de corrente variava entre 30 e 150 mA consoante o peso do paciente.

Relativamente à redução de dose, Fricke *et al.* verificaram uma redução de 6,7% nos pulmões e 29% no tecido mamário, com um erro de medida do dosímetro de luminescência de 20%. Estes autores defendem que qualquer técnica que permita minimizar a dose associada a exames CT, mantendo a qualidade de diagnóstico das imagens, deve ser implementada para que o risco de carcinogénese seja diminuído em pacientes pediátricos. Estas blindagem também podem ser usadas na tiroide [20].

Já em 2008, Coursey *et al.* [17] realizaram um estudo onde o objetivo era avaliar o efeito na dose de radiação e ruído de imagem durante exames MDCT pediátricos ao tórax usando ATCM e blindagem de mama de bismuto (duas camadas, 1,7 g/cm² e fabricante F & L Medical Products). A blindagem estava acoplada a uma espuma com 1 cm de espessura. Este estudo foi realizado usando um fantoma antropomórfico pediátrico (Atom Pediatric 5-Year-Old Phantom, modelo 705-D, CIRS), representativo de uma

criança de 5 anos (com 19 kg; 110 cm de altura; e dimensões do tórax 14×17 cm). O scanner utilizado foi um *scanner* MDCT de 16 cortes (LightSpeed, GE Healthcare). Neste foi utilizado um protocolo pediátrico torácico com os seguintes parâmetros de aquisição: 120 kVp; tempo de rotação de 0,5 segundos; um *pitch* de 1,375; colimação efetiva de 16×1.25 mm; espessura de *slice* de 5 mm; um intervalo de reconstrução de imagem de 2,5 mm e um FOV pequeno.

Coursey *et al.* compararam várias irradiações: CC sem (1) e com (2) blindagem ($I = 65$ mA); ATCM (segundo eixo-z) com blindagem colocada antes (3) e depois (4) da aquisição do topograma ($I_{min} = 10$ mA, $I_{max} = 65$ mA e $SD = 12$). Neste estudo foram utilizados MOSFETs (Autosense MOSFET system, Best Medical Canada; High-Sensitivity MOSFET dosimeter, modelo TN-1002RD, Best Medical Canada) no interior do fantoma, em 20 localizações diferentes. O ruído das imagens foi medido através de HU de regiões de interesse idênticas.

Coursey *et al.* relatam uma redução de dose de 26% para a aquisição (2) em comparação com (1); e 52% para a aquisição (4) em comparação com (1), no tecido mamário. Quando a blindagem foi colocada depois de adquirir o topograma uma redução de dose foi possível de observar para outras posições, para além da mama. No entanto, neste caso, o ruído das imagens aumentou significativamente. Com o uso da ATCM a dose efetiva reduziu de 35% quando a blindagem é colocada após obtenção do topograma e de 20% quando a blindagem está presente no topograma, em comparação com CC com blindagem.

Concluindo, a maior redução de dose foi alcançada quando a blindagem é colocada após o topograma evitando que o sistema *Smart* mA aumentasse a intensidade de corrente de modo a compensar a densidade da blindagem [17].

Ambos Fricke *et al.* e Coursey *et al.* usaram a mesma espessura de blindagem e espaçador, obtendo, respetivamente, 29% e 20% de redução de dose quando aplicada a blindagem no tórax [17], [20].

Em 2011, Wang *et al.* [12] avaliaram a performance da dose e qualidade de imagem em CT torácico usando três técnicas distintas: blindagem de bismuto (AttenuRad, F&L Medical Products, Vandergrift, PA), *Organ-based* TCM (XCare, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) e redução global de intensidade de corrente (CareDose4D, Siemens). Para tal usou quatro fantasmas semi-antropomórficos torácicos (Cardio CT phantom, GRM, Moehrendorf, Germany) de tamanhos diferentes: 15, 30, 35 e 40 cm de

largura lateral. Foram efetuadas 4 aquisições com 100 ou 120 kVp num *scanner* CT clínico: (1) *scan* de referência; (2) *scan* ATCM com blindagem de mama de bismuto (colocada depois do topograma) de uma determinada espessura; (3) *scan* com *organ-based* TCM; e (4) *scan* com redução global com uma intensidade de corrente que permita a redução de dose obtida com o uso da blindagem. A medida de dose na mama foi feita com uma câmara de ionização (10X5-3CT, Radcal Corporation, Monrovia, CA), com 10 cm de comprimento, na superfície dos fantasmas 35, 40 e 45 cm; enquanto que para o fantoma pediátrico, devido ao seu tamanho, foi usada uma câmara de ionização com 2 cm de comprimento (10X5-0,6; Radcal Corporation, Monrovia, CA).

Para o fantoma pediátrico (15 cm) foi usada uma blindagem com 2 folhas e desta obteve-se uma redução 21%. Já para os restantes fantasmas (considerados corpos de adolescentes), uma redução de dose de 37% foi obtida para uma blindagem de 4 folhas. Para a técnica de *organ-based* TCM obteve-se 12% de redução para o fantoma pediátrico e entre 34% e 39% para os restantes. O método de redução global proporcionou uma redução de 23% e 39% para o fantoma pediátrico e restantes fantasmas, respetivamente. Relativamente à qualidade de imagem, o ruído aumentou para os quatro fantasmas utilizados, havendo também a presença de artefactos quando usada a blindagem. Todas estas reduções foram obtidas para o tórax.

Wang *et al.* conclui que *organ-based* TCM produz uma redução de dose semelhante à obtida usando blindagem de bismuto, para todos os fantasmas, sem afetar a qualidade da imagem. A redução global de intensidade de corrente proporciona uma redução de dose na mama semelhante à blindagem de bismuto com um aumento de ruído também semelhante, mas sem a presença de artefactos. No geral, a técnica que leva a uma redução maior de dose em todos os tecidos irradiados é a redução global de intensidade de corrente [12].

Em 2012, Wang *et al.* [21] compararam dose e qualidade de imagens em três métodos diferentes de redução de dose no olho: blindagem de bismuto (densidade de 3,4 g/cm² por camada), *organ-based* TCM (XCare, Siemens Healthcare) e redução global de intensidade de corrente (Siemens). Este é realizado num fantoma antropomórfico de cabeça (Definition Flash; Siemens Healthcare, Forchleim, Germany) em seis condições diferentes: (1) *scan* de referência (sem qualquer técnica de redução de dose); (2) blindagem de bismuto (1 camada); (3) *organ-based* TCM; (4) redução global de intensidade de corrente de modo a obter a mesma redução usando blindagem; (5) blindagem de bismuto (2 camadas); e (6) *organ-based* TCM com 1 camada de

blindagem. A variação da distância entre a blindagem e os olhos foi também efetuada. Na técnica de *organ-based* TCM os 120° da superfície anterior da cabeça foram irradiados, com uma redução de 75% da intensidade de corrente e os restantes 240° com um aumento de 25%, de maneira a manter constante o produto da intensidade de corrente pelo tempo de rotação (mAs/rot) e o output total do *scanner*. Para medição da dose foram usados dosímetros OSL ("*Optically Stimulated Luminescence*") colocados no centro de cada olho.

O protocolo helicoidal do *scan* de referência tinha os seguintes parâmetros de aquisição: 120 kVp, 250 mAs, tempo de rotação de 1 segundo, *pitch* de 0,5, espessura da *slice* de 5 mm e um campo de reconstrução de 300 mm.

A dose aos olhos foi reduzida, relativamente ao exame de referência, 26,4% quando usada só 1 folha de blindagem com ATCM; 30,4% com *organ-based* TCM e 30,2% quando aplicada a redução global da corrente. A combinação da blindagem com a *organ-based* TCM permitiu uma redução de dose de 47%. A qualidade de imagem foi afetada devido ao aumento do ruído presente aquando a utilização de todas as técnicas.

Wang *et al.* concluiu neste estudo que a técnica de *organ-based* TCM forneceu uma melhor qualidade de imagem e uma redução de dose aos olhos semelhante, quando comparada com o uso da blindagem. Concluiu também que ao reduzir 30% da intensidade de corrente global obtinha aproximadamente a mesma dose quando utilizada só a blindagem, mas mantendo a qualidade da imagem [21].

Em 2012, Huggett *et al.* [22] avaliaram a redução efetiva de dose obtida com os três tipos de blindagens comerciais existentes para exames CT: bário para olhos (GrayShield Eye Protector; Rothband Ltd, Lancashire) e bismuto para olhos e mama (Kiran CT Eye and Breast Shields; Kiran Americas, New Jersey, USA). A medição da dose absorvida foi efetuada com MOSFETs acoplado ao tórax do fantoma Kyoto CT. A blindagem da GrayShield é composta por sulfato de bário, com um equivalente de chumbo de 0,125 mm e as blindagens Kiran CT consistem numa peça única com 1 mm de espessura de bismuto.

Reduções de dose de 21%, 38% e 50% resultaram, respetivamente, do uso das blindagens de bário para os olhos e de bismuto para olhos e a mama. As imagens obtidas apresentavam um elevado ruído e artefactos nas imagens, sendo estes últimos os mais provocados pelas blindagens oculares. No entanto, a redução de dose

resultante da colocação da blindagem de mama é também possível de obter se apenas se reduzir a intensidade de corrente, sem artefactos na imagem.

Huggett *et al.*, concluíram que as reduções de dose obtidas não eram consistentes com as potenciais poupanças de dose fornecidas pelos fabricantes (40% para a blindagem de bário para os olhos, e 70% e 67% para a blindagem de bismuto, respetivamente, de olhos e mama) [22].

Colletti *et al.* [23], em 2013, estudaram os efeitos da blindagem de bismuto na exposição à radiação na mama e parede posterior torácica, pretendendo também argumentar a favor ou contra o uso da mesma em exames CT. Para tal desenvolveu um fantoma preenchido com água e onde colocou fantasmas com bolus (Superflab, Mick Radio-Nuclear Instruments) para simular mamas densas. Para medição da dose foram utilizados dois dosímetros de pele com detetores de radiação do estado sólido de dimensões $4 \times 15 \times 15$ mm (Unfors PSD, Unfors). Um dos detetores foi colocado no interior da mama e o outro na parede posterior torácica. A blindagem de bismuto (AttenuRad, F&L Medical Products) utilizada consistia numa camada de 1 mm de espessura de bismuto impregnada em borracha sintética, sob esta encontrava-se um espaçador de espuma entre a blindagem e a pele do paciente. O *scanner* utilizado para irradiação do fantoma é um sistema PET/CT de 16 cortes (Gemini, Philips Healthcare) operando em modo CT. Os parâmetros de aquisição do protocolo utilizado neste *scanner* são: 120 kVp, uma largura de aquisição de $16 \times 1,5$ mm, *pitch* de 0,938 e tempo de rotação de 0,75 segundos, espessura de reconstrução de 2 mm. As condições de irradiação são: (1) CC (80 mA); (2) CC (80 mA) com blindagem após o topograma; (3) CC (60 mA, redução global de dose); (4) ATCM (80 mA); (5) ATCM (80 mA) com blindagem após o topograma; e (6) ATCM (80 mA) com blindagem antes do topograma.

Comparados os resultados, Colletti *et al.* conclui que os três métodos utilizados (blindagem, redução global e ATCM) permitem uma redução de dose semelhante (~30%) diferindo apenas na qualidade de imagem. Quando comparado o uso e não uso da blindagem chegou à conclusão que na presença da blindagem a dose na mama era reduzida, mas que sofria aumento na parede do tórax. Quando usada a redução global de intensidade de corrente ou blindagem o ruído das imagens aumentou, mas apenas para o uso de blindagem é que apareceram artefactos. Fazendo a junção da ATCM com a blindagem, Colletti *et al.* recomendam a colocação da blindagem depois de adquirido o topograma, e que a ATCM (z-axis + x,y-axis) fosse usada sempre que possível. Quando a blindagem é colocada antes da aquisição do topograma, há também redução

de dose na mama, mas um aumento por todo o restante fantoma. Este resultado é diferente da redução de doses em todas as posições de medida reportada por Coursey *et al.* [23].

O desenvolver de técnicas e métodos de redução de dose deve ter em conta não só os benefícios causados, mas também os riscos para o paciente quando alteradas as condições de irradiação ou quando a sua utilização não ocorre conforme com as recomendações. Assim, é de particular interesse a situação em que a aquisição é realizada com ATCM e a blindagem é colocada antes do topograma. Nesta situação, os resultados da literatura são contraditórios: Coursey *et al.* referem uma redução de dose efetiva de 20%, enquanto Colletti *et al.* referem redução de dose ao tecido mamário, mas aumento nas restantes localizações. Contudo, Coursey *et al.* usaram como termo de comparação uma aquisição com corrente constante, enquanto Colletti *et al.* compararam a dose com a resultante duma aquisição com ATCM sem blindagem [17], [23].

Sendo assim, o objetivo deste trabalho é determinar se o uso da blindagem juntamente com ATCM compensava o aumento de dose resultante da maior densidade, levando a uma redução global de dose que provocaria ao paciente. Para tal serão estudados vários modos de utilização das blindagens juntamente com ATCM de modo a verificar o comportamento de ambos os *scanners* CT. São realizadas, também, comparações entre o uso de ATCM e CC, com colocação ou não da blindagem.

Materiais e Métodos

Neste capítulo são apresentados os materiais utilizados no desenvolvimento do presente trabalho, nomeadamente os *scanners* CT, os fantasmas, as blindagens, os filmes *Gafchromic*, as câmaras de ionização e os MOSFETs de medição de dose, assim como os métodos usados, tais como os protocolos seguidos para a realização das medições em cada fantoma e programas usados para o tratamento de dados.

6.1. Materiais

6.1.1. Scanner CT

Foram usados dois *scanners* MDCT helicoidais (ver secções 4.2.4. e 4.2.5.) de 16 cortes de diferentes marcas: *Toshiba Aquilion RXL* e *GE Lightspeed* (de 2014 e 2010, respetivamente) e ambos permitem uma modulação de intensidade de corrente 3D. Nestes foram usados protocolos pediátricos e de adulto de acordo com os parâmetros de aquisição de cada *scanner*, pois estes últimos diferem entre si. Estes são ambos utilizados rotinamente em procedimentos clínicos no IPO do Porto.

6.1.2. Fantasmas

Foram utilizados três fantasmas diferentes: Alderson Lung/Chest Phantom, Rupert e Female ART, os quais são descritos de seguida.

O fantoma *Alderson Lung/Chest* (Figura 30.(a)) é um fantoma torácico masculino adulto (modelo RS-310), fabricado pela ART (*"Alderson Radiation Therapy"*). O Rupert é um fantoma antropomórfico pediátrico (Figura 30.(b)), fabricado pela CIRS ATOM (modelo 705), que representa uma criança de 5 anos. O fantoma *Female ART* (Figura 30.(c)) é um fantoma antropomórfico feminino adulto, fabricado pela ART. Este último irá representar uma jovem mulher, no qual foram colocadas luvas com água para simular o tecido mamário.

As medidas de dose podem ser feitas nos fantasmas colocando detetores no seu interior. Tanto o fantoma Rupert como o fantoma Female ART permitem a colocação de detetores no seu interior, no entanto esta não é possível para o fantoma Lung/Chest pois não possui orifícios no seu interior. Estes orifícios são preenchidos por cilindros e

a partir da remoção destes é possível colocar os detetores. No interior dos fantasmas encontram-se diferentes densidades correspondentes a diferentes tecidos como tecido mole, osso e pulmão, permitindo distinguir nas imagens CT as diferentes densidades. Os fantasmas usados são fantasmas antropomórficos os quais apresentam no seu interior estruturas semelhantes aos pacientes reais.

Na Tabela 6 podem ser consultadas as características físicas dos diferentes fantasmas.

FANTOMA	TIPO	FABRICANTE	ALTURA (cm)	MASSA (kg)
Lung/Chest	Adulto	ART	175	73.5
Rupert	Pediátrico	CIRS ATOM	110	19
Female ART	Adulto	ART	155	50

Tabela 6: Características dos fantasmas utilizados neste trabalho.

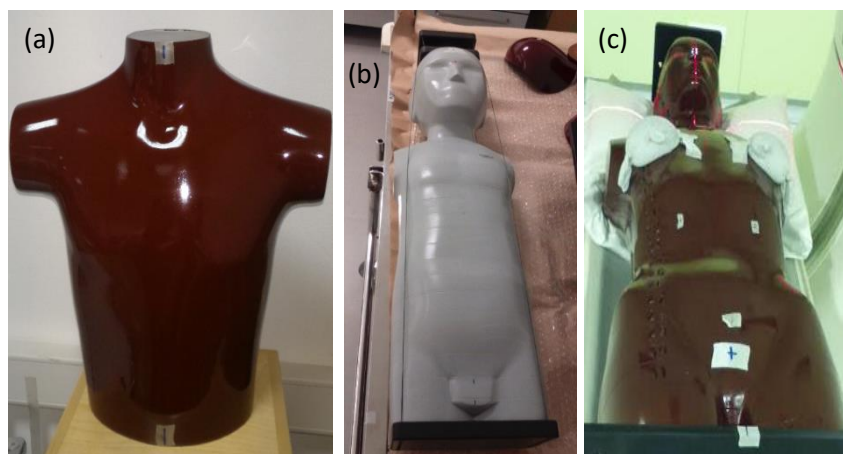


Figura 30: (a) Fantoma Alderson Lung/Chest (modelo RS-310) da ART (Alderson Radiation Therapy); (b) Fantoma Rupert (modelo 705) da CIRS ATOM; (c) Fantoma Female da ART (Alderson Radiation Therapy).

6.1.3. Blindagens

Relativamente às blindagens, foram utilizados dois tipos de blindagem que se distinguem pelas características de composição e, visualmente, pela cor. A blindagem azul (composta de sulfato de bário) é fabricada pela Kemmetech e é produzida para proteção de olhos e tiroide [24]. Já a blindagem amarela (de bismuto) é produzida pela *Shielding International* para proteções de olhos, tiroide e mama [25].

A blindagem de bismuto foi desenvolvida tendo em conta a necessidade de redução de dose em bebés e crianças. Para além da redução de dose em crianças, também o tecido

mamário de jovens mulheres é de elevada sensibilidade e esta blindagem permite uma redução significativa de dose para exames em MDCT (realizados com intensidade de corrente constante), sem alterações significativas na qualidade das imagens CT. Esta blindagem pode ainda possuir uma base em esponja [26].

Existem diferentes tamanhos e formatos da blindagem de bismuto os quais correspondem a idades diferentes de pacientes pediátricos. Na

Tabela 7 encontram-se os tamanhos correspondentes a cada faixa etária de pacientes. Outras dimensões podem ser obtidas através do corte da blindagem de formato quadrado, proporcionando tamanhos específicos para diversas regiões a proteger [26].

IDADES/FORMATO	TAMANHO
Quadrado	~ 30.5 cm x 30.5 cm
Recém-nascido	14 cm x 5 cm
1 ano	24 cm x 6 cm
5 anos	28 cm x 8 cm
10 anos	33 cm x 10 cm

Tabela 7: Tamanhos e formatos existentes da blindagem de bismuto (amarela). Adaptado de [26].

A blindagem ocular de bário foi desenvolvida para fornecer uma cobertura anterior e lateral, de modo a reduzir de forma significativa e otimizar a dose recebida durante exames CT e raios-X [24].

Quanto à blindagem azul para a tiroide o seu formato foi escolhido de modo a encaixar adequadamente sobre a maçã de Adão e foi desenvolvida para fornecer uma redução de dose significativa na glândula da tiroide [24]. Esta não é desenvolvida para a mama, mas a blindagem desenvolvida para proteção da tiroide tem dimensões semelhantes às dimensões da blindagem de bismuto criada para a mama de crianças de 1 ano (24 cm x 6 cm) e crianças de 5 anos (28 cm x 8 cm). Esta proximidade de dimensões levou à decisão de complementar o estudo deste trabalho com esta blindagem no tórax.

Ambas as blindagens oculares, azul e amarela, possuem adesivos que permitem a fixação adequada das mesmas, prevenindo o seu deslocamento durante o exame. Ambas são de uso único de modo a prevenir eventuais contaminações entre pacientes.

Na Figura 31 encontram-se ambos os tipos de blindagens usados para proteção da tiroide e olhos. Ambas as blindagens oculares têm 1 mm de espessura. No entanto, a

blindagem de bário utilizada para tireoide tem o dobro da espessura da blindagem de bismuto (respetivamente, 2 mm e 1 mm), para a mesma região.

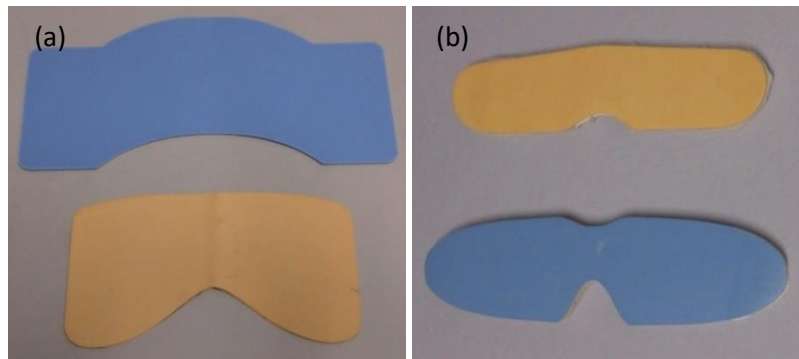


Figura 31: Blindagens usadas: (a) tireoide e (b) olhos.

6.1.4. Filmes *Gafchromic*

Os filmes de *Gafchromic* XRQA2 (da *International Specialty Products*) foram desenvolvidos especificamente para controlo de qualidade de aplicações radiológicas e dosimétricas e têm sido usados para medir doses em pacientes. A gama de dose à qual estes filmes são sensíveis encontra-se entre 0.1 cGy e 20 cGy. Estes são filmes do tipo refletivo constituídos por 5 camadas com diferentes espessuras: camada de poliéster amarelo com 97 μm (camada visível na Figura 32), camada adesiva sensível a pressão de 15 μm , camada ativa de 25 μm (composta por H, C, O, Li, Br e Cs), camada superficial de 3 μm e uma camada de poliéster branco de 97 μm de espessura [27].

Os filmes de *Gafchromic* podem ser cortados e são insensíveis à luz visível podendo ser facilmente manuseados durante o procedimento. Quando irradiados, estes filmes mudam de cor, ficando mais escuros. Esse escurecimento tem uma relação com a dose depositada, oferecendo imagens de elevada resolução espacial e contraste [28].



Figura 32: Filme de *Gafchromic* utilizado.

6.1.5. Câmaras de Ionização

A câmara de ionização usada foi uma câmara tipo lápis cilíndrica (fabricada pela PTW, modelo 30009) desenvolvida para dosimetria em tomografia computadorizada (ver Figura 33). Esta câmara oferece uma secção transversal sensível de área $10\text{ cm} \times 0,35\text{ cm}$ tendo uma resposta homogénea em todo o comprimento da câmara e permite a medição de DLP e a determinação dos diferentes tipos de CTDI. A gama radiativa para esta câmara encontra-se entre 50 kV e 150 kV [29].

Enquanto a grande parte das câmaras de ionização foi concebida para uma irradiação uniforme, as câmaras CT foram desenvolvidas para uma exposição não uniforme para um ou mais *scans*. Esta câmara pode ser colocada dentro de um fantoma ou usada diretamente em ar [30]. Quando colocadas no interior dos fantasmas, as câmaras permitem medir as doses em posições de interesse. No entanto, estas são muito grandes para colocar no interior do fantoma Rupert e, por isso, foram usados MOSFETs.

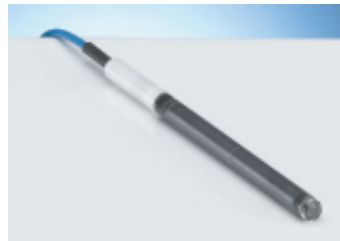


Figura 33: Câmara de ionização da PTW (modelo 30009) usada em tomografia computadorizada [29].

6.1.6. Dosímetro MOSFET e Sistema mobileMOSFET

O MOSFET (*"Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor"*), fabricado pela *Best Medical Canada*, esquematizado na Figura 34, é um transístor de efeito de campo, permitindo amplificar sinais eletrónicos, crescendo sob silício dopado negativamente (tipo-n). Quando uma voltagem negativa e elevada é aplicada no contacto do polisilício da gate os portadores minoritários (buracos) são electrostaticamente atraídos desde o volume do substrato Si (incluindo as regiões da fonte e dreno, de dopagem tipo-p) até à interface óxido/substrato [31].

Quando uma determinada concentração de buracos é aí atingida, forma-se um canal de condução de corrente entre a fonte e dreno. Para ativar o fluxo de corrente é necessária uma voltagem limiar, V_{TH} (*"threshold voltage"*).

Quando um MOSFET é irradiado podem ocorrer três situações dentro da camada de SiO_2 , que é a região sensível: (1) acumulação de cargas no óxido; (2) aumento do

número de *traps* interfaciais; e (3) aumento do número de *traps* dentro do volume do óxido.

Quando este MOSFET é exposto a radiação ionizante, pares elétron-buraco são gerados no interior da camada SiO_2 (região sensível). Os elétrons, cuja velocidade, em SiO_2 , é quatro ordens de grandeza superior à dos buracos, movem-se rapidamente para fora através da porta eléctrodo, enquanto os buracos se movem em direção à interface Si/SiO_2 onde ficam aprisionados, provocando um desvio negativo no limiar de voltagem, ΔV_{TH} . A diferença no desvio de voltagem antes e depois da exposição pode ser facilmente medida e é proporcional à dose [31].

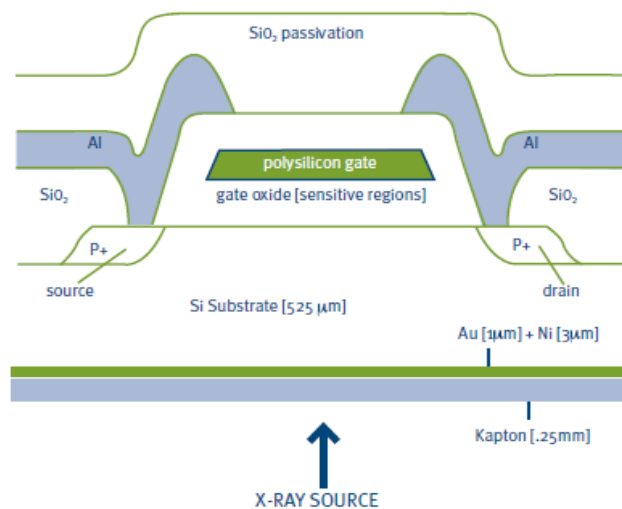


Figura 34: Esquema de um MOSFET de canal-P [31].

Irradiando os MOSFETs com uma dose conhecida é possível estabelecer uma relação linear entre o sinal medido em cada MOSFET (ΔV_{TH}) e a dose com que este foi irradiado. A dose (em mGy) é depois medida dividindo o sinal obtido (em mV) pelo fator de calibração determinado.

O uso deste tipo de dosímetros MOSFET oferece vantagens como, por exemplo, a leitura direta das medidas, o seu pequeno tamanho (dimensões 0.2 mm x 0.2 mm x 1 mm de espessura) e o armazenamento de informação de dose [31].

Neste trabalho foram usados dois modelos de MOSFETs para verificação de dose ao paciente: TN-502RD, de sensibilidade padrão (9 mV/R), e TN-1002RD, de elevada sensibilidade (30 mV/R) e com marcador rádio-opaco.

O sistema *mobileMOSFET* é o leitor portátil de dosímetros MOSFET e permite o controlo remoto de um ou vários sistemas a partir de um computador. O *Reader Module* (módulo

de leitura) permite a ligação de diversos *mobileMOSFET* por *Bluetooth/Wireless*, colocados em salas de tratamento diferentes, conectados a um único computador [32]. A conexão dos MOSFETs ao sistema *mobileMOSFET* é feita através de um sistema de cores. Cada cor de MOSFET tem uma determinada posição no sistema de leitura, como se pode observar na Figura 35.

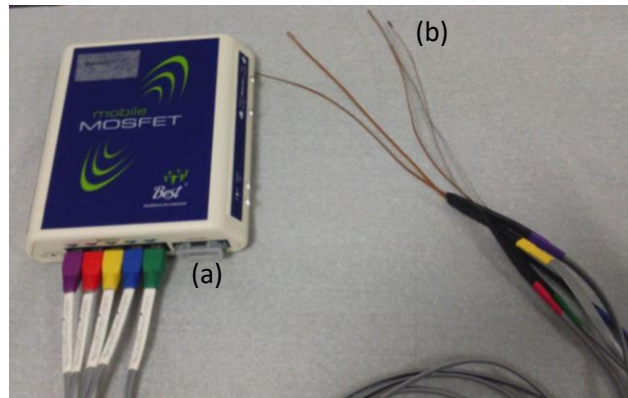


Figura 35: Sistema utilizado: (a) Sistema *mobileMOSFET* e (b) MOSFETs.

6.2. Métodos

6.2.1. Tratamento de Dados

Para o tratamento de dados foram desenvolvidos scripts em MATLAB e *pluggins* em *ImageJ*. Estes permitiram a recolha de qualquer informação presente no cabeçalho DICOM, tais como a intensidade de corrente com respetiva posição da cama, a modulação e protocolo utilizados, $CTDI_{vol}$, *pitch*, tipo de reconstrução, tempo de aquisição, kV e espessura da *slice*, entre outras. A construção dos gráficos de intensidade de corrente em função da posição da cama ($I(z)$), os quais serão mostrados no capítulo dos Resultados, foi elaborada em Excel.

Na Figura 36 encontra-se um exemplo da informação do cabeçalho DICOM de uma imagem CT.

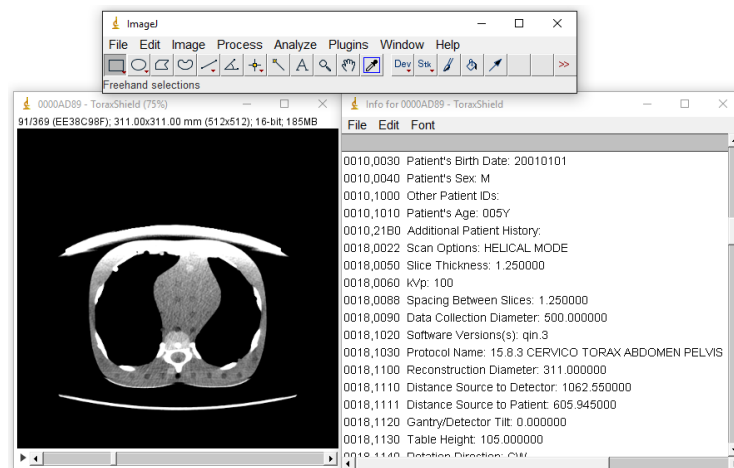


Figura 36: Programa *ImageJ*, onde se pode observar alguma da informação possível de retirar do cabeçalho DICOM.

6.2.2. Posicionamento dos MOSFETs

O processo de colocação dos MOSFETs no interior do fantoma consiste na desmontagem do próprio fantoma, na remoção dos cilindros interiores do mesmo (peças de diferentes densidades, identificáveis por cores correspondentes a tecido, osso ou pulmão, dependendo da sua posição na estrutura do fantoma) e posterior colocação dos MOSFETs.

Os MOSFETs são, ainda, colocados de forma a fazer corresponder cada cor (dos dois tipos de MOSFETs) a uma zona no interior ou superfície do fantoma. Para facilitar a localização dos MOSFETs no fantoma foi atribuído a cada cor de MOSFET um número. Por exemplo, se se atribuir ao MOSFET de cor roxa o número 1 o MOSFET verde será o número 5, seguindo a ordem de cores da Figura 35 (acima).

A Figura 38 (abaixo) mostra um dos posicionamentos utilizados no estudo do tórax.

6.2.3. Fantoma Lung/Chest

Para um primeiro contacto com os *scanners* CT foi usado o fantoma antropomórfico torácico Lung/Chest da ART, no *scanner* da Toshiba. Através deste foi possível ter uma noção do rigor do posicionamento dos fantasmas e da forma de operação dos sistemas ATCM dos aparelhos de CT.

As medidas efetuadas no fantoma Lung/Chest tinham como objetivos a observação da resposta do *scanner* quando era variada a intensidade de corrente mínima e quando a blindagem é colocada antes ou depois de adquirido o topograma. Estas medidas foram

realizadas com o protocolo de adulto “Torax - 2 mm”, o qual foi alterado para os parâmetros de aquisição da Tabela A (Anexo I).

Como este fantoma não foi criado para permitir a colocação de detetores de radiação no seu interior, não se desenvolveu o seu estudo.

6.2.4. Fantoma Rupert

As medidas foram efetuadas seguindo diferentes protocolos pediátricos, tendo em conta a zona a ser irradiada. As medidas foram divididas em zonas (tórax e pélvis; tórax e cabeça) de modo a simplificar a apresentação de dados.

O fantoma Rupert da CIRS ATOM foi utilizado em ambos os *scanners* CT: Toshiba e GE. Foi realizado um estudo preliminar idêntico ao efetuado com o fantoma Lung/Chest, no sentido de verificar a resposta do *scanner* CT à presença da blindagem, sendo descrito de seguida.

Tórax e Pélvis

O estudo preliminar no Rupert consistiu na alternância da posição da blindagem, nas zonas do tórax e pélvis, de modo a observar a resposta do *scanner* relativamente à presença ou falta da blindagem nessas regiões.

Para o *scanner* CT da Toshiba, na irradiação do tórax foi usado o protocolo “Torax/Abdomen (16-30 kg)” alterado (Tabela B do Anexo I). Primeiramente foi adquirido um topograma com respetiva aquisição sem blindagem. Os topogramas e aquisições seguintes foram adquiridos com a blindagem azul colocada sobre o tórax e pélvis. Seguiu-se então a alternância das posições das blindagens, como se pode observar na Figura 37, de modo a verificar se a presença e falta desta era detetada pelo *scanner*. Medidas com corrente constante foram também efetuadas para comparação com ATCM. Realizou-se, por fim, uma aquisição com presença da blindagem amarela, apenas para o tórax.

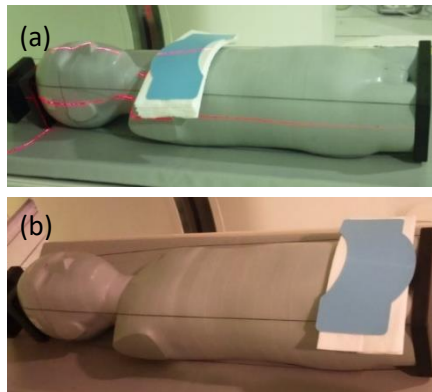


Figura 37: Posicionamento da blindagem azul no tórax (a) e pélvis (b).

Para as medidas realizadas no *scanner* CT da GE foi usado o protocolo “15.8.3 – Cervico Torax Abdomen” alterado (Tabela C do Anexo I). As medidas realizadas neste *scanner* equiparam-se às medidas efetuadas no *scanner* CT da Toshiba à exceção do uso da blindagem amarela e de alguns parâmetros de aquisição (Tabela C). A estas medidas foi adicionada uma aquisição com valor de índice de ruído diferente (alta qualidade de imagem) do usado no *scanner* CT da Toshiba.

Tórax

O segundo conjunto de medidas executadas no tórax consistiu na colocação de MOSFETs no interior do tórax do fantoma e da blindagem azul sobre este. Pretendia-se observar o efeito dos MOSFETs, em aquisição ATCM, realizando um estudo mais aprofundado com e sem a presença da blindagem.

No *scanner* CT da GE foi usado o protocolo “15.8.3 – Cervico Torax Abdomen” alterado (Tabela D do Anexo I). Os MOSFETs permitem as medições de dose para comparação de valores obtidos com e sem blindagem.

As medidas no *scanner* CT da Toshiba equiparam-se às medidas efetuadas no *scanner* CT da GE. O protocolo usado foi “Torax/Abdomen (16-30 kg)” alterado (Tabela E do Anexo I).

O processo de posicionamento dos MOSFETs no interior do Rupert encontra-se representado na Figura 38. Foram usados ambos os tipos de MOSFETs: TN-502RD e TN-1002RD.

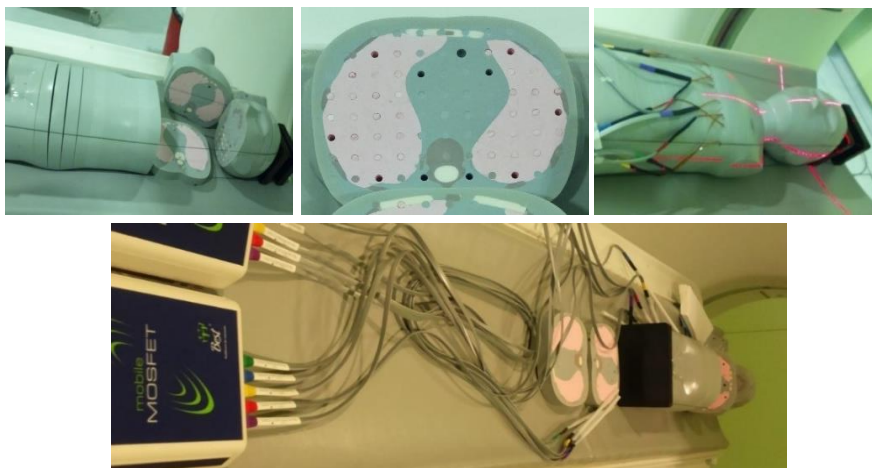


Figura 38: Esquema da montagem dos MOSFETs no interior do Rupert, no scanner da Toshiba.

Foram efetuadas ainda medidas, apenas no *scanner* da GE, onde foram colocados MOSFETs (502 e 1002) no interior e superfície do fantoma Rupert, de modo a determinar a dose à superfície (tecido mamário). Estas medidas foram adquiridas para blindagem azul (com e sem espaçador de esponja) e blindagem amarela. Foram também variados os parâmetros de aquisição, ver Tabela F (Anexo I). O posicionamento dos MOSFETs e das blindagens para estas medidas encontram-se representados nas Figura 39 e Figura 40.



Figura 39: Montagem dos MOSFETs para as medidas ao tórax, no *scanner* da GE.

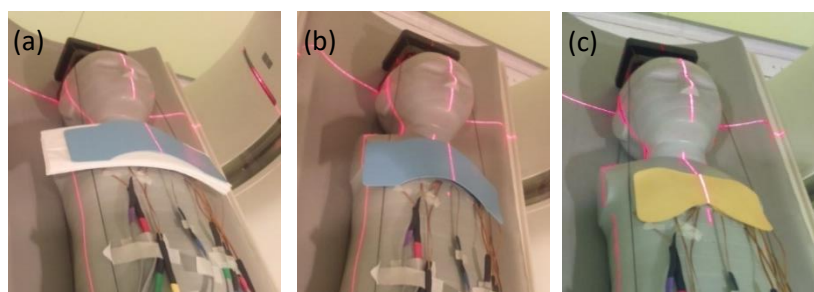


Figura 40: Posicionamento das blindagens sobre o tórax, no *scanner* CT da GE. (a) Blindagem azul com espaçador; (b) Blindagem azul sem espaçador; e (c) Blindagem amarela.

Foi ainda realizado um breve estudo em que se pretendeu verificar se a colocação de blindagem azul no pescoço do Rupert, como se mostra na Figura 41, teria efeito negativo no tórax durante exames CT (usando protocolo torácico com os parâmetros de aquisição da Tabela G do Anexo I).



Figura 41: Posicionamento da blindagem azul no pescoço do fantoma Rupert.

Cabeça e Olhos

As medições correspondentes à irradiação da cabeça do fantoma Rupert, realizadas no *scanner* da Toshiba, consistiram em aquisições com e sem blindagem azul (sem espaçador) e respetivos topogramas (Tabela H do Anexo I). Com essas aquisições pretendeu-se observar o efeito da blindagem tanto na dose aplicada como no nível de ruído das imagens.

Já as medições realizadas aos olhos, apenas no *scanner* da GE, têm por base a comparação entre as blindagens, azul e amarela, tanto para aquisições helicoidais como axiais. Os protocolos correspondentes às medidas helicoidais e axiais são, respetivamente, “1.2 Cerebral Helical” e “1.2 Cerebral 3.75/7.5 mm”, ambos alterados. Os parâmetros de aquisição correspondentes a estas aquisições encontram-se na Tabela I (no Anexo I). Foram posicionados MOSFETs (1002) na superfície dos olhos e em torno da cabeça (apenas do lado direito) do fantoma Rupert (Figura 42).



Figura 42: Posicionamento de MOSFETs e blindagens sobre os olhos, no *scanner* da GE. (a) MOSFETs; (b) Blindagem azul com espaçador; e (c) Blindagem amarela com espaçador.

6.2.5. Fantoma Female ART

O fantoma Female ART foi usado apenas no *scanner* CT da GE. O objetivo da utilização foi determinar se o uso da blindagem permitiria uma redução de dose na mama (simuladas com luvas com água) em jovens mulheres. O protocolo de adulto “5.1 Torax Helical” usando os parâmetros de aquisição da Tabela J (Anexo I), foi adotado, para medições com e sem blindagem azul. Foi também realizada uma aquisição com a presença de bolus de radioterapia (fabricado por *Mick Radio-Nuclear Instruments, Inc.*, modelo 8117-1.0, [33]) colocado no abdómen do fantoma para simular uma doente com maior perímetro abdominal.

Foi ainda realizado um breve estudo, com a colocação de blindagem azul no pescoço, de modo a verificar se a blindagem teria efeito negativo em exames CT ao tórax (protocolo torácico com os parâmetros da Tabela J), à semelhança do que foi feito no fantoma Rupert. Na Figura 43 encontra-se representado o posicionamento da blindagem azul no pescoço do fantoma Female ART.



Figura 43: Posicionamento da blindagem azul no pescoço do fantoma Female ART, no *scanner* da GE.

6.2.6. Calibração dos MOSFETs

A calibração dos MOSFETs consta de diversos processos, os quais poderão ser divididos em três etapas: irradiação, análise e cálculo dos fatores de calibração.

Em primeiro lugar, como os valores medidos nos MOSFETs não são valores de dose (nestes é medido ΔT_{TH} , em *mV*, ver secção 5.1.6.), é necessário o uso de detetores capazes de medir efetivamente dose (neste caso, filme de *Gafchromic*) que permitam atribuir um valor de dose correspondente a cada sinal medido no MOSFET. No entanto, os próprios filmes de *Gafchromic* necessitam ser calibrados previamente à calibração dos MOSFETs.

Para a calibração do filme de *Gafchromic* foram cortadas 16 tiras do mesmo filme com $0,7\text{ cm} \times 11\text{ cm}$. Todas as tiras foram marcadas com uma linha perpendicular à borda a 5 cm de uma das extremidades, e numeradas na outra extremidade.

Na montagem, foram dispostas horizontalmente, sobre a cama, 2×4 placas de água sólida. Sobre estas foi colocado um bloco de esferovite a servir de suporte da câmara de ionização usada para medir CTDI_{vol} em ar. Esta montagem permitiu o posicionamento da câmara no isocentro do *scanner* CT, o qual foi feito recorrendo aos lasers do próprio *scanner* CT e ainda impediu que a irradiação fosse efetuada sem qualquer tipo de atenuação. A Figura 44.(a) mostra a montagem do sistema descrito.

Para a digitalização das tiras foi usado um *scanner* (digitalizador de documentos) com uma resolução de 72 dpi e as tiras foram colocadas no centro do *scanner* onde a luz da fonte é mais uniforme, como recomendado na referência bibliográfica [27].

Na primeira etapa foram irradiadas tiras *Gafchromic XRQA2* juntamente com a câmara de ionização. As tiras foram digitalizadas em modo de reflexão três dias após a sua irradiação (este tempo foi constante para todas as digitalizações efetuadas de modo a estabilizar o valor do pixel). Na Figura 44.(b) é possível observar o modo como foram colocadas as tiras do filme *Gafchromic* sobre a câmara de ionização.

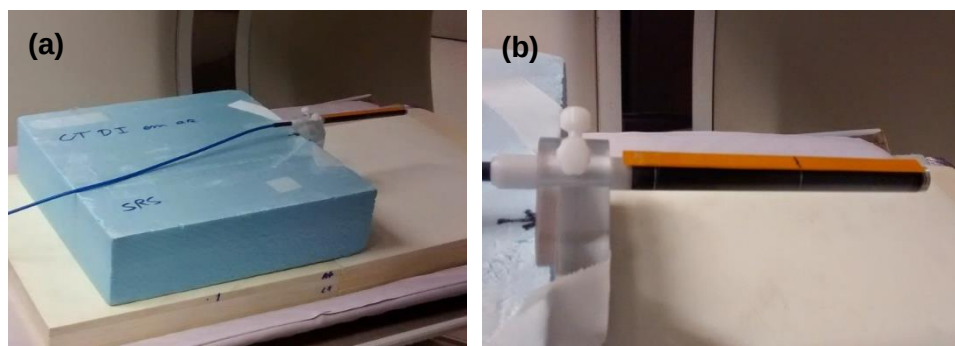


Figura 44: Sistema de montagem da câmara de ionização (a) e posicionamento da tira *Gafchromic* sobre a câmara (b).

Posteriormente foi efetuada a análise destas tiras após a sua digitalização. Esta análise foi efetuada, no ImageJ, às imagens digitalizadas, as quais são divididas em canais RGB (“Red, Green, Blue”). Na Figura 45 observa-se uma tira digitalizada e canal 1 (“red channel”, por recomendação do fabricante para baixas doses) da respetiva tira. É possível observar, também, a ROI (“Region of Interest”) utilizada para análise, sendo a mesma para todas as tiras ($9\text{ pixels} \times 283\text{ pixels}$). De seguida é construído o gráfico de perfil do canal 1 de cada imagem, sendo possível obter, a partir destes, os valores da posição e o respetivo valor médio (MPV – “Mean Pixel Value”) de cada pixel.

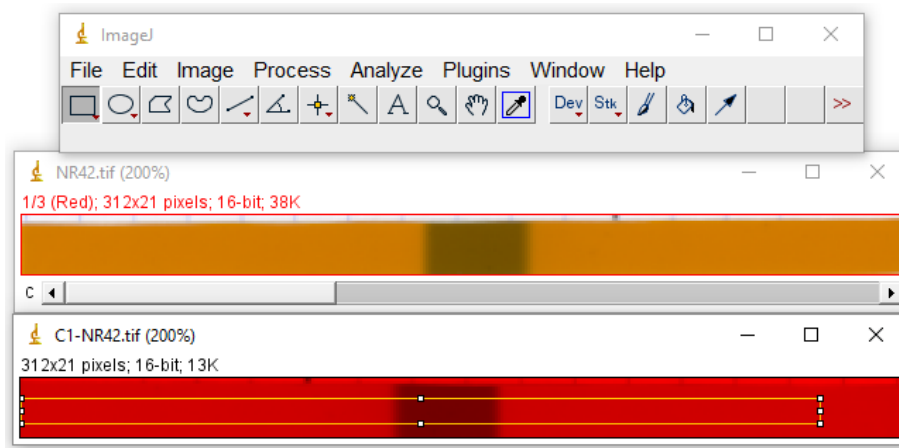


Figura 45: Programa ImageJ (em cima) onde se observa: tira de filme *Gafchromic* digitalizada (ao centro) e canal 1 com ROI utilizada (em baixo).

Posteriormente, é realizada a calibração das tiras de *Gafchromic*. Esta consiste numa relação entre os valores de dose medidos pela câmara de ionização (em formato integral) e a dose determinada através do ajuste dos perfis das tiras (o perfil do ajuste também é integrado). A equação do ajuste que permite o cálculo da dose é:

$$y = \frac{A * x}{B - x}$$

onde y corresponde à dose (mGy), x é a densidade ótica obtida pela conversão dos MPV e A e B são os parâmetros de ajuste [27].

Seguiu-se, por fim, a calibração dos MOSFETs. Para tal foram cortadas 2 tiras do filme com $1\text{ cm} \times 12\text{ cm}$, também estas marcadas com uma linha perpendicular à borda a 5 cm de uma das extremidades, e numeradas na outra. Somando os sinais (em mV) obtidos nas 5 medidas de cada MOSFET colocado sobre as tiras (Figura 46) e dividindo pelas doses (em mGy) medidas com o filme *Gafchromic*, obtém-se o fator de calibração (em mV/mGy). A partir daqui a dose medida por cada MOSFET corresponde ao sinal medido dividido pelo fator de calibração calculado.



Figura 46: Posicionamento dos MOSFETs sobre as tiras de *Gafchromic*.

Resultados e Discussão

Neste capítulo encontram-se os resultados obtidos e respetiva análise para cada fantoma e *scanner* CT. No entanto, os resultados obtidos para o fantoma Female ART são omitidos neste capítulo devido ao facto de o estudo nele efetuado não mostrar valores esperados para um doente humano. A reação do *scanner* CT às estruturas e densidades do fantoma era marcadamente diferente do observado em doentes reais (aumentando a dose nos pulmões do fantoma).

Neste trabalho, sempre que se fala em redução da qualidade de imagem é apenas referente ao aumento do ruído (visualização de granulado na imagem) pois neste não foram efetuados estudos relativamente à qualidade das imagens resultantes.

7.1. Comportamento dos *Scanners* CT

Neste subcapítulo vão ser apresentados os resultados que caracterizam o comportamento do *scanner*, relativamente a variações de intensidade de corrente do tubo de raios-X e blindagem.

7.1.1. Variação de Intensidade de Corrente Mínima

Na Figura 47 observa-se a resposta do *scanner* CT da Toshiba à variação da intensidade de corrente mínima (I_{min} de 50 a 200 mA), para o fantoma Lung/Chest. É possível observar que o *scanner* “corta”, para cada intensidade mínima, todas as intensidades abaixo desta. Face a estes resultados, teve-se em cuidado de, nas aquisições posteriores, escolher um I_{min} e I_{max} de modo a evitar a saturação das intensidades de corrente quando colocada a blindagem. Essa saturação poderia impedir de distinguir o efeito da blindagem de outros efeitos possíveis.

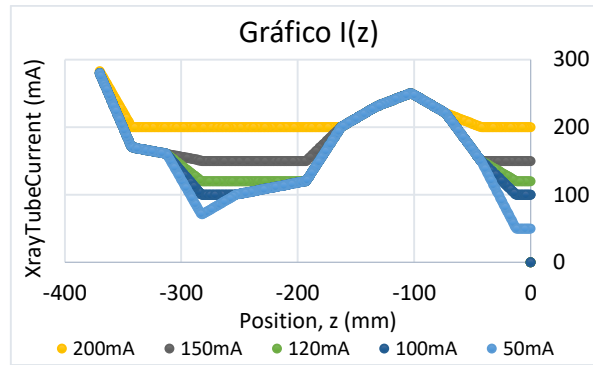


Figura 47: Gráfico $I(z)$, com variação de $I_{\min}$ para valores de 50, 100, 120 150 e 200 mA.

7.1.2. Detecção da Blindagem

Devido ao facto de os *scanners* CT possuírem diferentes respostas relativamente ao aumento ou diminuição da dose no paciente quando colocada a blindagem depois do topograma [34] foi efetuado este estudo nos *scanners* CT usados neste trabalho para determinar como reagiriam estes a esta situação, verificando assim se os *scanners* reagiriam de modo semelhante.

A deteção da blindagem por parte de um *scanner* é um dos grandes problemas a ter em conta quando esta é utilizada, devido à necessidade do *scanner* CT compensar o aumento da intensidade de corrente. Sendo assim, foram realizadas medidas de modo a verificar a resposta de cada um dos *scanners* CT quanto à presença ou não da blindagem no topograma.

Através dos gráficos das Figura 48.(a) (Lung/Chest), é possível observar que, para um topograma adquirido sem blindagem e posterior colocação da mesma no tórax, o *scanner* da Toshiba não deteta a blindagem. A resposta do *scanner* à situação contrária (topograma realizado com blindagem e posterior remoção da mesma antes da aquisição) é análoga, não se detetando a falta da blindagem (Figura 48.(b)).

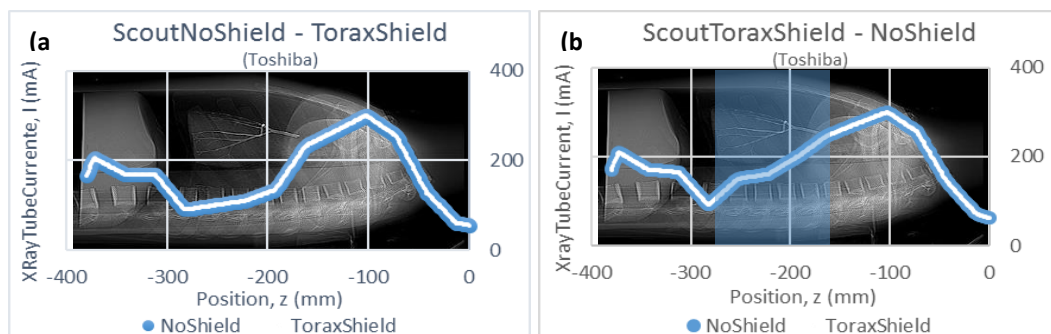


Figura 48: Resposta do *scanner* Toshiba: adição (a) e remoção (b) da blindagem quando são adquiridos topogramas sem e com blindagem, respetivamente, para o fantoma Lung/Chest. A sombreado encontra-se a área afetada pela blindagem azul dupla.

Na Figura 49, usando o fantoma Rupert, e para os *scanners* CT da Toshiba ((a) e (b)) e GE ((c) e (d)) são mostrados dois casos em estudo:

- (1) Remoção da blindagem azul dupla (2 mm) do tórax (nos gráficos (a) e (c), a azul) e sua colocação na pélvis (nos gráficos (a) e (c), a laranja), com topograma (Scout) adquirido com blindagem no tórax;
- (2) Remoção da blindagem azul dupla (2 mm) na pélvis (nos gráficos (b) e (d), a azul) e sua colocação no tórax (nos gráficos (b) e (d), a laranja), com topograma (Scout) adquirido com blindagem na pélvis.

Concluindo-se assim, que ambos os *scanners* se regem pelo topograma para determinar a intensidade de corrente a aplicar durante o exame CT.

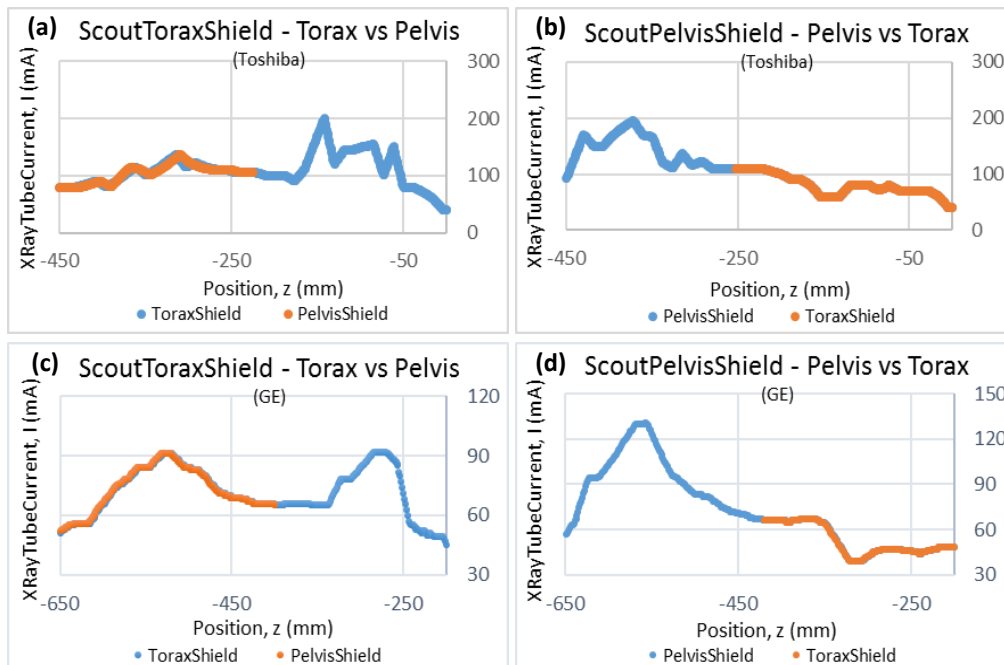


Figura 49: Resposta dos *scanners* da Toshiba e GE, respetivamente, à remoção da blindagem do tórax/pélvis((a) e (c)) e colocação na pélvis/tórax ((b) e (d)), no fantoma Rupert.

Dos gráficos da Figura 50, também para o fantoma Rupert, é possível concluir que quando é colocada a blindagem no tórax (ou pélvis) esta não tem qualquer efeito no restante *scan*, ou seja, a blindagem não afeta a intensidade de corrente para lá da sua posição. Verifica-se então que esta tem um efeito local para aquisições com parâmetros idênticos, dentro do mesmo *scanner* CT. Este fenómeno é semelhante em ambos os *scanners*. Na Figura 50 observa-se ainda que, por baixo dos gráficos, se encontra o topograma sem blindagem, devendo-se ao facto de não haver topogramas com ambas as blindagens.

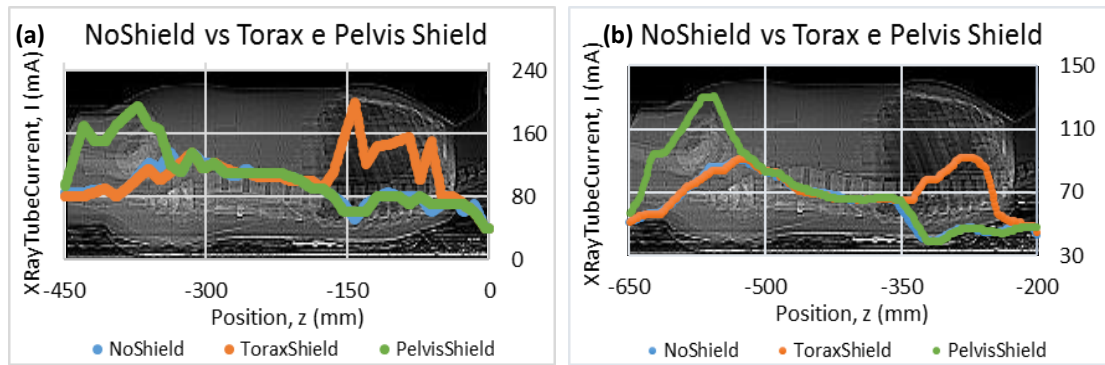


Figura 50: Comparação entre gráficos $I(z)$ sem blindagem (azul) e com blindagem, tórax (laranja) e pélvis (verde), para o scanner CT Toshiba (a) e GE (b). Cada aquisição foi realizada com respetivo topograma (sem blindagem, blindagem no tórax e blindagem na pélvis), mas o topograma mostrado é o sem blindagem.

Com este estudo concluiu-se também que, devido ao comportamento do *scanner* face à blindagem, apenas é necessário verificar dose debaixo desta pois só aí ocorreram alterações. Outra conclusão importante pode ser retirada da comparação entre a variação da intensidade de corrente nos dois *scanners* em estudo: enquanto a intensidade de corrente varia suavemente com a posição no scanner da GE (Figura 50.(b)) o mesmo não se verifica para o scanner da Toshiba, tendo este último uma maior variação de intensidades (Figura 50.(a)).

7.1.3. Posicionamento dos MOSFETs em Gráficos $I(z)$

Através da informação constante do cabeçalho DICOM das imagens CT é possível obter as posições em que os MOSFETs foram colocados, como indicado na Figura 51 para os dez MOSFETs utilizados. A determinação dessas posições fez-se manualmente, por análise visual da sequência das *slices*, tendo-se considerado que a posição do MOSFET correspondia ao valor de posição da *slice* na qual o MOSFET se tornava visível pela primeira vez. É, no entanto, de referir que, devido à espessura da *slice*, a posição desse modo determinada pode não corresponder à extremidade do MOSFET (sendo esta posição diferente para cada MOSFET). A informação sobre as posições foi depois adicionada aos gráficos de $I(z)$, como indicado pela área assinalada na Figura 52.

Para aquisições ao tórax, usando ambos os *scanners*, fez-se a comparação entre a presença e a ausência dos MOSFETs, para avaliar o impacto dos mesmos no valor da intensidade de corrente.

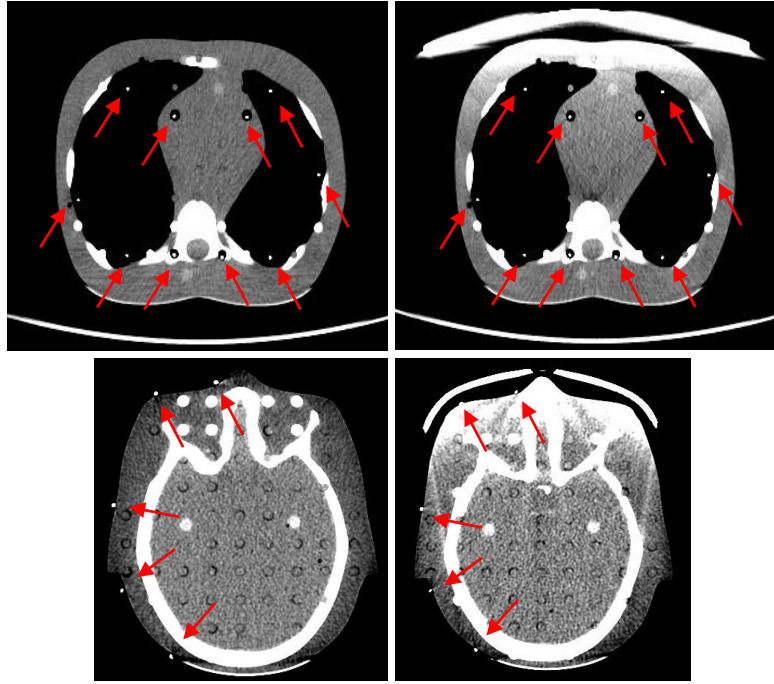


Figura 51: Visualização dos MOSFETs nas imagens DICOM após aquisições com e sem blindagem, no tórax (502 e 1002) e olhos (1002).

A observação do gráfico da Figura 52 mostra um ligeiro aumento de intensidade de corrente quando são utilizados os MOSFETs, relativamente a aquisições sem MOSFETs, concluindo-se que a razão deste aumento se deve à presença destes e dos seus cabos de ligação. O *scanner* da Toshiba exibe um comportamento semelhante (não mostrado), mas com as oscilações de corrente anteriormente observadas (Figura 50).

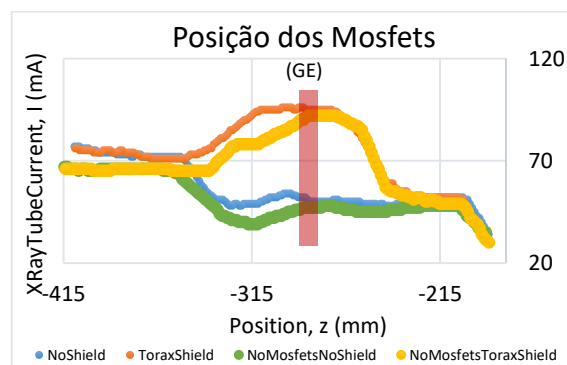


Figura 52: Posição dos MOSFETs no gráfico $I(z)$ para o *scanner* CT da GE. A sombreado encontra-se a área de localização dos MOSFETs.

7.2. Comparação das Blindagens

Neste subcapítulo mostra-se um estudo comparativo entre as blindagens (azul e amarela), para o tórax e olhos.

A Figura 53 mostra os topogramas com blindagem usados para obtenção dos gráficos abaixo (Figura 54 e Figura 55).

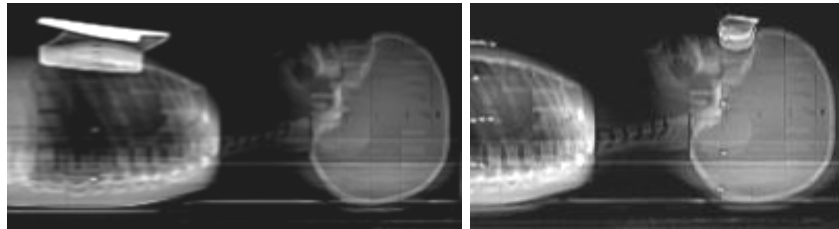


Figura 53: Topograma lateral do fantoma Rupert com blindagens no tórax e olhos.

É possível identificar a presença de ambas as blindagens, notando que, no tórax, a blindagem azul (tireoide) é dupla (referido na secção 4.1.3.), levando a um aumento maior de intensidade de corrente relativamente à blindagem amarela (Figura 54). Esta última aumenta ligeiramente a intensidade de corrente comparativamente à aplicada numa aquisição sem blindagem.

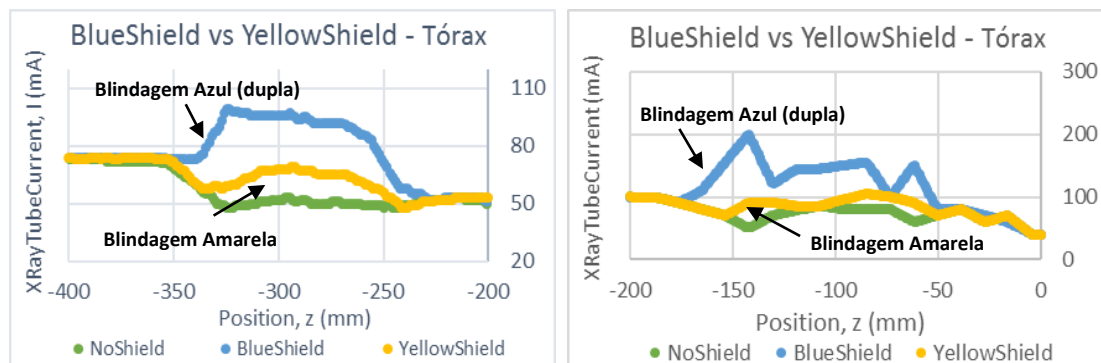


Figura 54: Gráficos $I(z)$ do tórax com identificação de blindagens.

Já na Figura 55, verifica-se que a blindagem amarela é mais pequena que a blindagem azul (usadas nos olhos), como comprovado pela diferente posição à qual ocorre o aumento de corrente, relativamente ao caso em que não existe blindagem. É possível concluir, deste resultado, que as blindagens têm uma densidade semelhante, dado que se observa o mesmo efeito na corrente e tendo em consideração que ambas possuem a mesma espessura (1 mm, como referido na secção 4.1.3.).

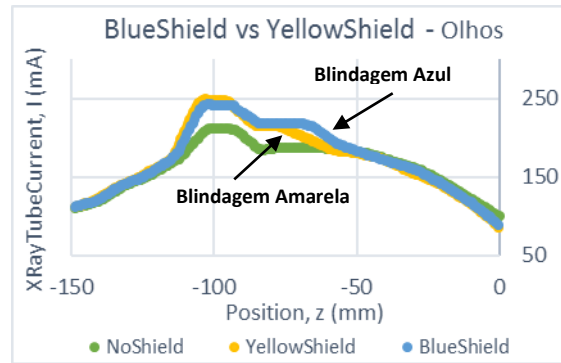


Figura 55: Gráficos I(z) dos olhos com identificação de blindagens.

7.3. Estudo com MOSFETs

Neste subcapítulo serão apresentados os resultados correspondentes ao estudo dos MOSFETs. Nos resultados estão incluídos a equação e curva de calibração obtidas, fator de calibração dos MOSFETs e valores de dose obtidos com comparações entre aquisições.

7.3.1. Equação e Curva de Calibração

Fazendo uso da metodologia descrita na secção 4.2.6. (respetiva à calibração dos filmes de *Gafchromic*) e da variação manual dos parâmetros de ajuste, obteve-se a equação abaixo (cujos parâmetros são semelhantes aos encontrados por Giaddui *et al.* ($A = 63,5$; $B = 0,522$), [27]) e a curva de calibração apresentada na Figura 56.

$$y \text{ (mGy)} = \frac{A * x}{B - x} = \frac{69,5 x}{0,516 - x} \quad (1)$$

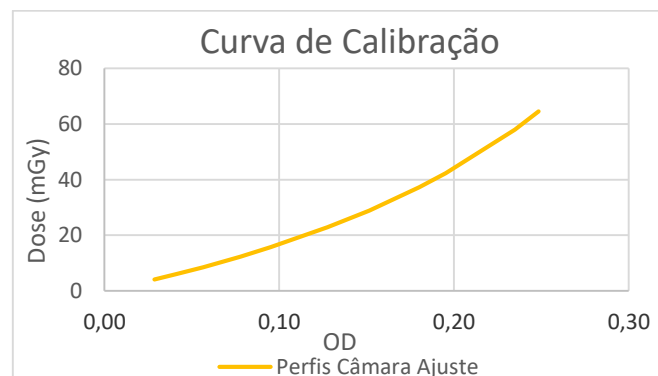


Figura 56: Curva de calibração obtida pelo ajuste manual dos parâmetros A e B da equação acima.

A Figura 57 mostra o processo de digitalização e análise das tiras de *Gafchromic*. Nesta observa-se a imagem digitalizada e canal 1 da tira de *Gafchromic* ((a) e (b), respetivamente) e o gráfico de perfil deste canal, onde é possível observar os picos correspondentes às posições dos cinco MOSFETs (em (c)). Após a conversão de MPV em dose, usando a equação (1), obtém-se o gráfico (d), de dose em função da posição dos pixéis. Fazendo ainda um ajuste manual no gráfico (d) é possível determinar a dose com a qual cada MOSFETs foi irradiado, sabendo a respetiva posição.

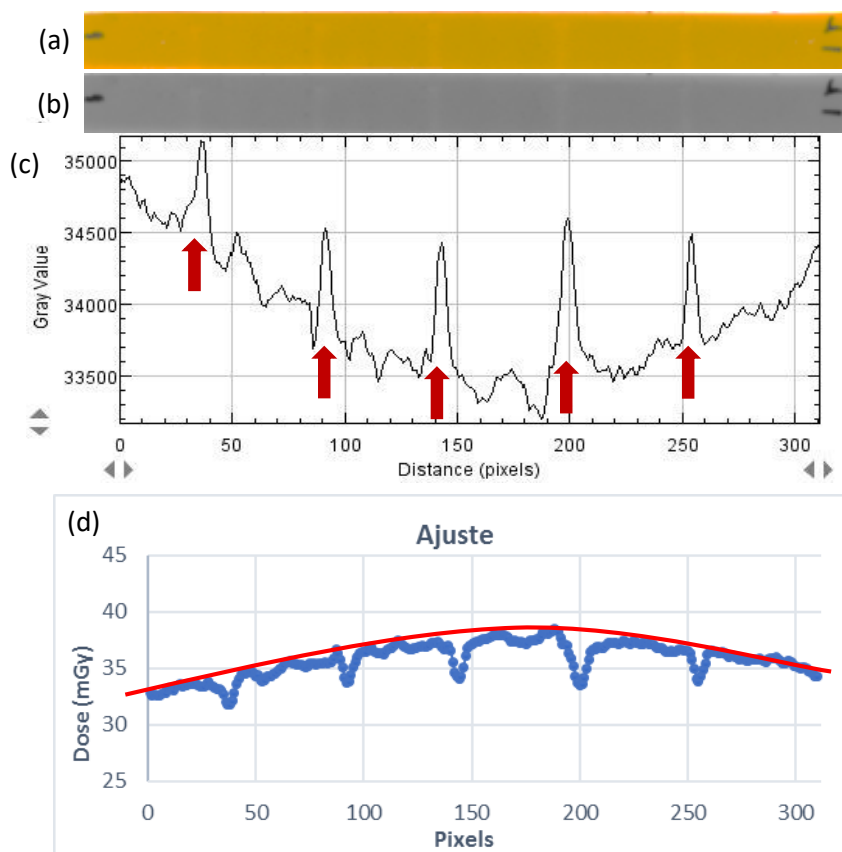


Figura 57: Posição dos MOSFETs em tira de *Gafchromic*: (a) após digitalização; (b) após divisão de cores (canal 1); (c) gráfico de perfil correspondente e (d) perfil de dose calculado. O ajuste manual está representado pela linha vermelha colocada sobre o gráfico de dose (d) calculado com a equação (1).

7.3.2. Fatores de Calibração

A Tabela 8 contempla os dados utilizados no processo de cálculo dos fatores de calibração (CF) dos MOSFETs. Como já referido, este resulta da divisão da soma das medidas dos MOSFETs pelo valor de dose obtido na Figura 57.(d).

MOSFET TIPO/NÚMERO	MÉDIA (mV)	SOMA (mV)	STD (mV)	CF (mV/mGy)
502-1	5,30	26,52	0,61	1,19
502-2	5,40	27,02	0,88	1,21
502-3	5,48	27,41	0,60	1,23
502-4	5,43	27,14	0,29	1,22
502-5	4,98	24,91	0,66	1,12
1002-1	11,93	119,30	0,51	2,70
1002-2	12,40	124,00	1,07	2,81
1002-3	12,64	126,40	1,02	2,86
1002-4	12,24	122,40	0,72	2,77
1002-5	12,05	120,48	1,63	2,73

Tabela 8: Fatores de calibração calculados para calibração de MOSFETs.

A análise do STD (*“Standard Deviation”*, em português desvio padrão) foi efetuado para algumas medidas, juntamente com o STD da calibração. Obteve-se uma flutuação média de 10% e 12%, para, respetivamente, os MOSFETs 1002 e 502, sem que seja visível uma diferenciação do comportamento individual dos MOSFETs. Com base nisto considerou-se que os valores médios apresentados nas tabelas do Anexo II têm uma incerteza de $\pm 10\%$. Esta incerteza corresponde ao valor obtido pelos MOSFETs de elevada sensibilidade (1002), aos quais é dado maior ênfase neste trabalho.

7.3.3. Medidas de Dose

Fazendo uso dos fatores de calibração da Tabela 8 foi possível calcular a dose medida por cada MOSFET na respetiva posição, para todas as irradiações efetuadas. No Anexo II estão presentes as tabelas completas das doses obtidas, correspondentes às aquisições das tabelas do Anexo I (tabelas das aquisições).

Efeito do Espaçador

Como já referido na secção 4.1.3., algumas blindagens possuem uma esponja acoplada, permitindo uma certa distância entre o paciente e a blindagem, diminuindo assim os artefactos na imagem causados pela presença da blindagem (conforme verificaram Kalra *et al.* [13]). Neste trabalho foi também utilizado um espaçador, consistindo num molho de 6 folhas de papel absorvente (~ 1 cm de espessura no total).

O efeito do espaçador está retratado nas Tabela 9 e Tabela 10 para blindagem azul e amarela, respetivamente. Da Tabela N (do Anexo II), as colunas correspondentes a ATCM com blindagem azul na presença ou não de espaçador, no tórax, são aqui reproduzidas para efeitos de comparação. Através da percentagem de variação de dose da Tabela 9 observa-se uma diminuição de dose no fantoma na região da mama (local onde se pretende poupar o tecido), quando usada a blindagem sem espaçador. No entanto, para esse caso (Figura 58.(a)), a imagem DICOM apresenta uma menor qualidade de imagem (maior ruído). Na Figura 58.(b) nota-se uma melhoria na qualidade de imagem quando usado o espaçador.

<u>GE</u>	SCOUT COM BLINDAGEM AZUL (COM E SEM ESPAÇADOR)		
MOSFET TIPO/NÚMERO	DOSE (mGy) ATCM - COM BLINDAGEM (ESPAÇADOR)	DOSE (mGy) ATCM - COM BLINDAGEM (SEM ESPAÇADOR)	% VARIAÇÃO DE DOSE
502 - 1	5,19	5,52	6%
502 - 2	5,16	4,58	-11%
502 - 3	4,24	3,73	-12%
502 - 4	4,23	3,91	-8%
502 - 5	4,83	4,86	1%
1002 - 1	5,48	5,33	-3%
1002 - 2	5,26	4,92	-6%
1002 - 3	4,61	4,05	-12%
1002 - 4	4,93	4,82	-2%
1002 - 5	4,29	4,30	0%

Tabela 9: Variação da percentagem de dose quando comparada ATCM com blindagem azul com e sem espaçador, no tórax e scanner GE. Este estudo está relacionado com a Tabela N do Anexo II.

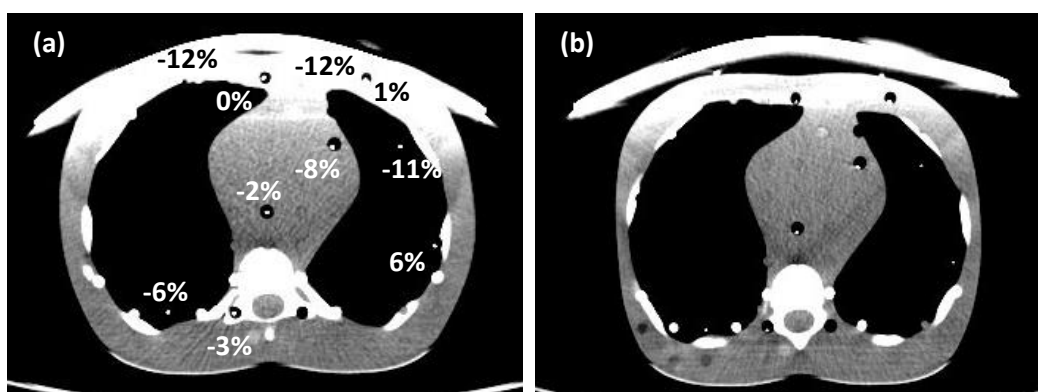


Figura 58: Estudo do efeito do espaçador, no tórax, utilizando o scanner GE: (a) representação da variação da distribuição de dose quando se opta pela não utilização de espaçador; (b) com o uso do espaçador consegue-se uma melhor qualidade de imagem. Este estudo está relacionado com a Tabela N do Anexo II.

De seguida, fez-se o mesmo estudo do efeito do uso do espaçador, desta vez para o caso da blindagem amarela, colocada sobre os olhos. Na Tabela 10, são apresentadas as variações das percentagens de dose consoante o uso e não uso de espaçador (Tabela O do Anexo II). Observa-se que quando usada a blindagem sem espaçador há uma ligeira diminuição da dose, por toda a cabeça do fantoma. A representação esquemática da distribuição da percentagem de dose para este caso encontra-se na Figura 59. O efeito do espaçador na qualidade da imagem é semelhante ao verificado para a blindagem azul.

Em ambos os casos a menor dose aplicada ao fantoma é obtida usando a blindagem sem o espaçador, mas a qualidade destas imagens é menor (presença de artefactos na imagem – ver Figura 59).

<u>GE</u>	SCOUT COM BLINDAGEM AMARELA (COM E SEM ESPAÇADOR)		
MOSFET TIPO/NÚMERO	DOSE (mGy) BLINDAGEM (ESPAÇADOR)	DOSE (mGy) BLINDAGEM (SEM ESPAÇADOR)	% VARIAÇÃO DE DOSE
1002 - 1	33,56	29,94	-11%
1002 - 2	34,04	31,20	-8%
1002 - 3	40,75	36,90	-9%
1002 - 4	23,52	21,62	-8%
1002 - 5	23,99	22,63	-6%

Tabela 10: Variação da percentagem de dose quando comparada ATCM com blindagem com e sem espaçador, nos olhos e scanner GE. Este estudo está relacionado com a Tabela O do Anexo II.

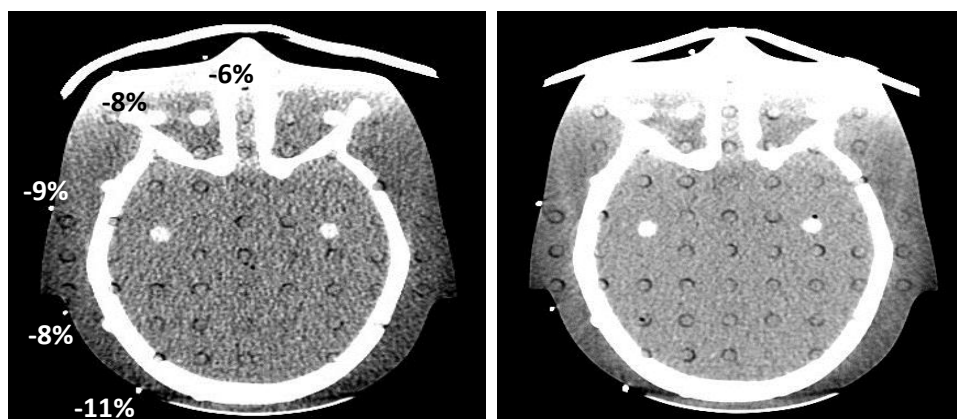


Figura 59: Estudo do efeito do espaçador, nos olhos, utilizando o scanner GE: (a) representação da variação da distribuição de dose quando se opta pela utilização de espaçador; (b) com o não uso do espaçador obtém-se uma menor qualidade de imagem. Este estudo está relacionado com a Tabela O do Anexo II.

Efeito do Colimador

Nos *scanners* antigos o que definia a espessura de corte era o colimador do feixe, mas nos *scanners* multicortes é o número e largura dos detetores que define a espessura da imagem (como já referido na secção 4.2.5.). Por tradição e facilidade de linguagem, continuou a chamar-se colimação do feixe (BC - “*Beam Collimation*”, notação do *scanner* CT da GE) à largura total da configuração de detetores escolhida. Para os *scanners* de 16 cortes (16 detetores) usados neste trabalho é possível ter as seguintes colimações:

- (1) Configuração: $16 \times 0,625 \rightarrow BC = 10 \text{ mm}$ (GE)
- (2) Configuração: $16 \times 1,25 \rightarrow BC = 20 \text{ mm}$ (GE)
- (3) Configuração: $16 \times 0,5 \rightarrow BC = 8 \text{ mm}$ (Toshiba)
- (4) Configuração: $16 \times 1 \rightarrow BC = 16 \text{ mm}$ (Toshiba)
- (5) Configuração: $16 \times 2 \rightarrow BC = 32 \text{ mm}$ (Toshiba)

O efeito da variação da colimação na variação da dose, com e sem blindagem está representado na Tabela 11. Aqui é apresentada a comparação de doses correspondentes a ATCM sem blindagem, variando a colimação do feixe de 10 mm para 20 mm, e ATCM com blindagem azul para a mesma variação da colimação (Tabelas M e N do Anexo II). Conclui-se, a partir da Tabela 11 e da Figura 60, que o aumento da colimação do feixe permite uma redução de dose significativa tanto para o uso de blindagem ou não.

<u>GE</u>	SCOUT SEM/COM BLINDAGEM AZUL (BC: 10 mm vs 20 mm)	
	% VARIAÇÃO DE DOSE (SEM BLINDAGEM)	% VARIAÇÃO DE DOSE (COM BLINDAGEM)
MOSFET TIPO/NÚMERO		
502 - 1	-25%	-26%
502 - 2	-32%	-34%
502 - 3	-33%	-25%
502 - 4	-18%	-25%
502 - 5	-29%	-25%
1002 - 1	-16%	-25%
1002 - 2	-31%	-26%
1002 - 3	-19%	-20%
1002 - 4	-16%	-20%
1002 - 5	-19%	-26%

Tabela 11: Variação da percentagem de dose quando alterada a colimação do feixe sem e com blindagem, para o tórax e *scanner* GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N do Anexo II.

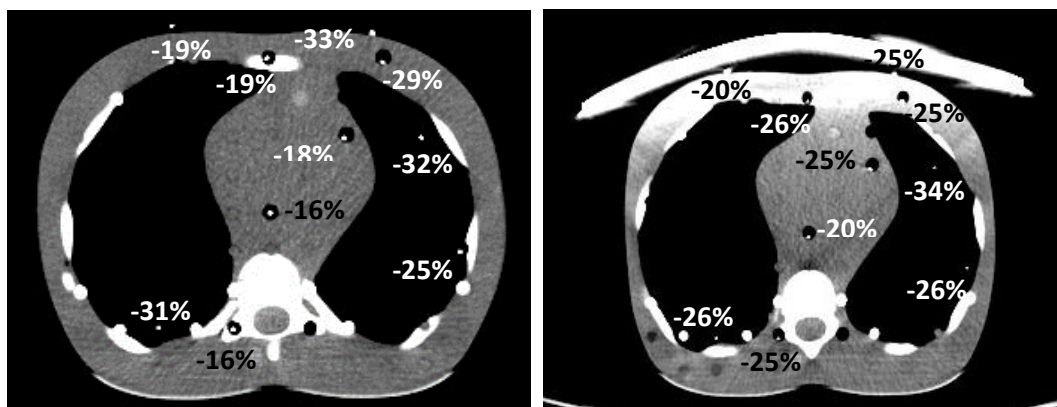


Figura 60: Representação esquemática da distribuição de dose para o estudo do efeito do colimador, no tórax e scanner GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N do Anexo II.

O referido efeito da colimação é mostrado também na Figura 61 onde se observa a redução de dose aplicada pelo scanner CT para uma colimação do feixe de 20 mm (a azul claro na figura) em vez de uma de 10 mm. Quanto maior a abertura do colimador menor é a resolução espacial, i.e., menor o número de pontos para uma aquisição. Por essa razão, a resposta para uma colimação de 20 mm apresenta mais patamares de corrente constante, enquanto para uma colimação de 10 mm se observam maiores detalhes, em função de maior número de pontos.

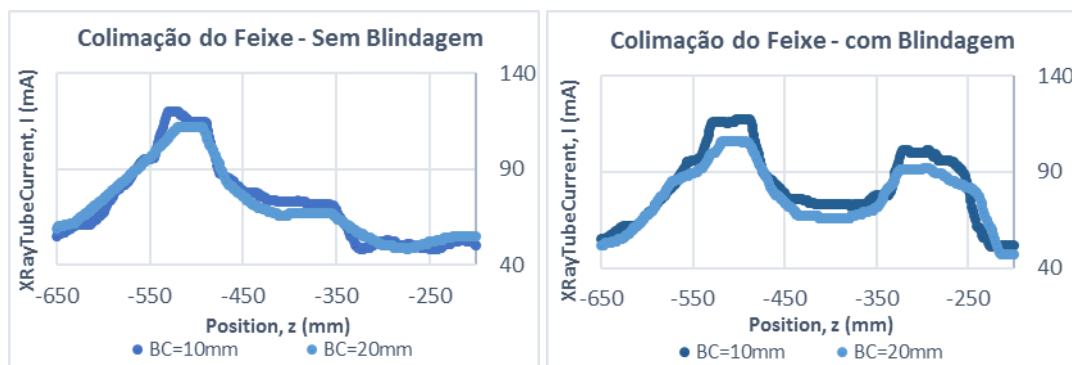


Figura 61: Gráficos de $I(z)$ onde se observa o efeito da variação da colimação do feixe (10 mm (azul escuro) vs 20 mm (azul claro)).

Comparação de ATCM com CC

A comparação entre aquisições de ATCM sem blindagem e CC sem e com blindagem azul, com respectivos topogramas, para o scanner CT da GE, está representada na Tabela 12. Esta comparação corresponde às aquisições das Tabelas M e N do Anexo II. A junção da CC e blindagem permite uma redução de dose em comparação com o uso da ATCM sem blindagem (resultado esperado segundo a literatura), ocorrendo a

maior redução de dose no tecido mamário (região de interesse). O mesmo não acontece quando comparada a ATCM e CC ambas sem blindagem. Desta ocorre um aumento significativo de dose quando usada CC sem blindagem. Conclui-se então que o efeito de modulação da ATCM compensa em termos de dose depositada ao paciente. Na Figura 62 observam-se os resultados obtidos para ATCM e CC sem blindagem (a) e ATCM sem e CC com blindagem (b).

<u>GE</u>	SCOUT SEM/COM BLINDAGEM (ATCM vs CC)	
	% VARIAÇÃO DE DOSE (CC SEM BLINDAGEM)	% VARIAÇÃO DE DOSE (CC COM BLINDAGEM)
502 - 1	36%	3%
502 - 2	20%	-4%
502 - 3	14%	-30%
502 - 4	14%	-27%
502 - 5	24%	-21%
1002 - 1	18%	8%
1002 - 2	14%	-2%
1002 - 3	30%	-34%
1002 - 4	26%	2%
1002 - 5	18%	-34%

Tabela 12: Variação da percentagem de dose quando comparados ATCM e CC, para o tórax e *scanner* CT da GE.

Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N, do Anexo II.

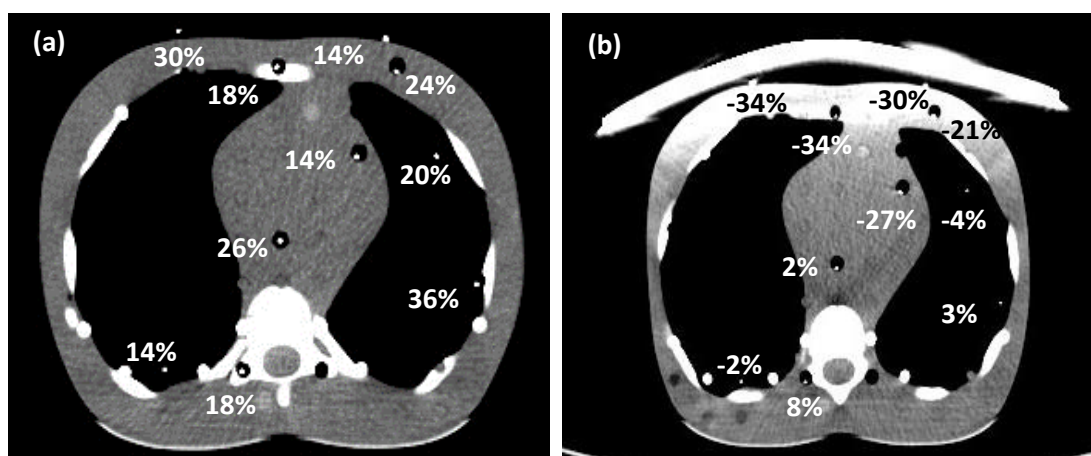


Figura 62: Esquema da distribuição da percentagem de dose para a comparação entre ATCM sem blindagem com CC sem (a) e com blindagem (b), para o tórax e *scanner* CT da GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N do Anexo II.

ATCM sem Blindagem vs ATCM com Blindagem para Diferentes Scouts

A comparação entre aquisição ATCM sem blindagem (com respetivo topograma) com aquisições de ATCM efetuadas ambas com blindagem, mas com topogramas diferentes (sem e com blindagem) é apresentada, para o *scanner* da GE, na Tabela 13. Nesta observa-se que ao se “enganar” o *scanner* CT, colocando a blindagem após adquirir o topograma, se consegue uma redução de dose significativa por toda a região abaixo da blindagem (Figura 63.(a)). Tal deve-se ao facto, já anteriormente enunciado, de o *scanner* se reger pelo topograma adquirido. Assim, ao adquirir um topograma sem blindagem, o *scanner* irá aplicar apenas a intensidade de corrente correspondente a esse topograma sem que ocorra um aumento de corrente, por efeito da presença da blindagem, durante a aquisição da imagem. No entanto, ao não ser detetada a blindagem pelo *scanner*, a atenuação de raios-X não será compensada durante a aquisição. Como os parâmetros de aquisição são escolhidos em função do topograma, resulta que a imagem terá menor qualidade.

Já para a aquisição com blindagem presente no topograma observa-se um aumento significativo da dose no fantoma (Figura 63.(b)).

A distribuição das percentagens de dose relativamente à comparação destas aquisições (correspondentes às Tabelas M e N do Anexo II) encontra-se representada na Figura 63.

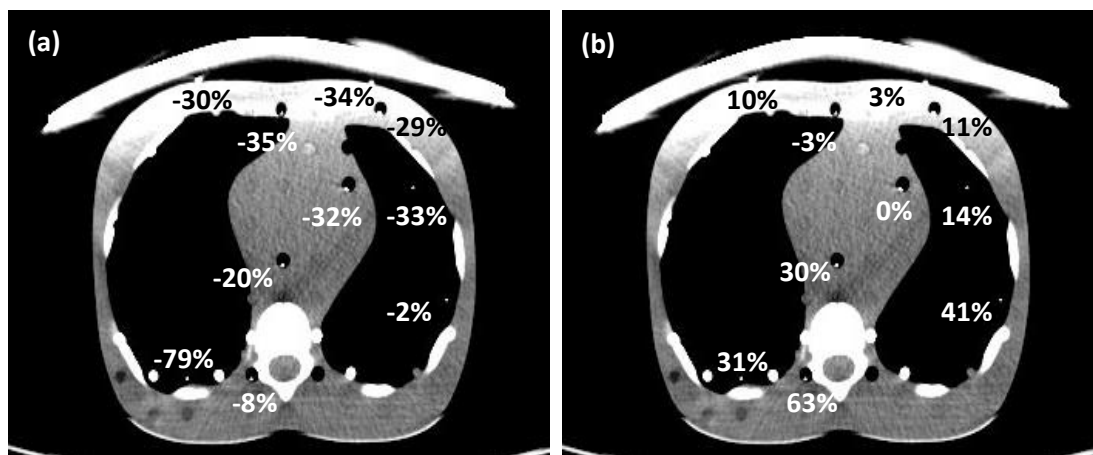


Figura 63: Esquema da distribuição da percentagem de dose para a comparação entre aquisições ATCM sem blindagem com ATCM com blindagem azul (diferentes topogramas: (a) sem e (b) com blindagem), para o tórax e *scanner* CT da GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N do Anexo II.

GE	SCOUT SEM/COM BLINDAGEM (AQUISIÇÕES COM BLINDAGEM)	
MOSFET TIPO/NÚMERO	% VARIAÇÃO DE DOSE (SCOUT SEM BLINDAGEM)	% VARIAÇÃO DE DOSE (SCOUT COM BLINDAGEM)
502 - 1	-2%	41%
502 - 2	-33%	14%
502 - 3	-34%	3%
502 - 4	-32%	0%
502 - 5	-29%	11%
1002 - 1	-8%	63%
1002 - 2	-7%	31%
1002 - 3	-30%	10%
1002 - 4	-20%	30%
1002 - 5	-35%	-3%

Tabela 13: Variação da percentagem de dose quando comparadas aquisições ATCM com blindagem azul para diferentes topogramas, para o tórax e *scanner* CT da GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas M e N, do Anexo II.

ATCM sem Blindagem vs ATCM com Blindagem

Na Tabela 14 e Figura 64 é comparada a variação das doses entre aquisições de ATCM sem e com blindagem azul e amarela (para topogramas sem e com blindagem nos olhos, respetivamente), no *scanner* CT da GE. Os valores de doses utilizados são da Tabela O do Anexo II. Na tabela é possível observar que a dose depositada nos olhos (imediatamente abaixo da blindagem), correspondente aos MOSFETs 4 e 5, é significativamente reduzida. Este era o resultado esperado pois a região de maior interesse para redução de dose, neste estudo, eram os olhos e esse objetivo foi alcançado. Comprovou-se que a maior percentagem de redução de dose nos olhos foi obtida usando a blindagem amarela (ver Figura 64.(a)), tendo, contudo, resultando na deposição de maior dose nas restantes posições dos MOSFETs, comparativamente à blindagem azul (Figura 64.(b)) (não esquecendo que as blindagens utilizadas nos olhos têm a mesma espessura, 1 mm).

<u>GE</u>	SCOUT SEM/COM BLINDAGEM (ATCM vs ATCM)	
MOSFET TIPO/NÚMERO	AMARELA - % VARIAÇÃO DE DOSE	AZUL - % VARIAÇÃO DE DOSE
1002 - 1	18%	11%
1002 - 2	20%	13%
1002 - 3	15%	11%
1002 - 4	-34%	-17%
1002 - 5	-40%	-27%

Tabela 14: Variação da percentagem de dose quando comparados ATCM sem e com blindagem amarela e azul, para os olhos e scanner CT da GE. Este estudo está relacionado com a Tabela O do Anexo II.

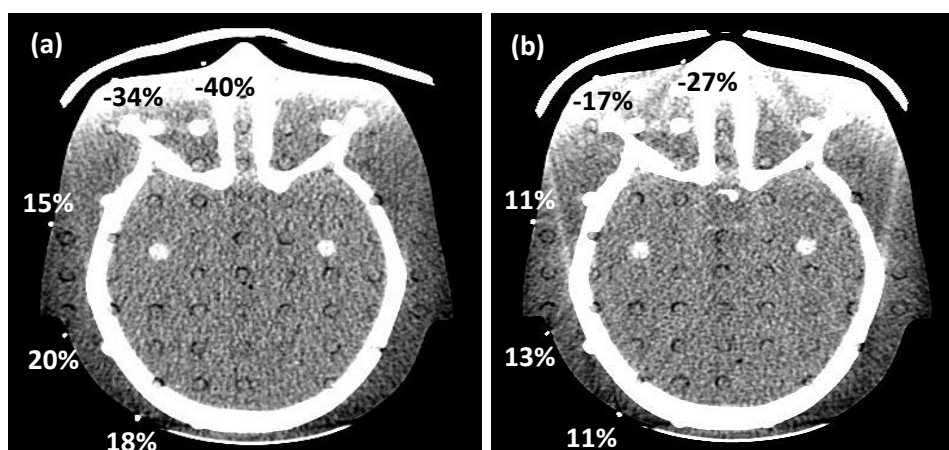


Figura 64: Distribuição da percentagem de dose para o estudo da comparação de ATCM com blindagem amarela (a) e azul (b) com ATCM sem blindagem, nos olhos e scanner GE. Este estudo está relacionado com a Tabela O do Anexo II.

Abaixo encontra-se a comparação entre aquisições de ATCM sem e com blindagem azul, e respetivos topogramas, ao tórax, para ambos os scanners CT, exposta na Tabela 15. Esta mostra as percentagens de variação de dose correspondentes, também, às Tabelas L, M e N do Anexo II. Através da Tabela 15 e da Figura 65 é possível verificar que para as posições abaixo da blindagem ocorre um aumento de dose significativo para ambos os scanners CT, contudo observa-se que este aumento é maior para o scanner CT da Toshiba (Figura 65.(a)).

No tópico abaixo encontra-se a comparação entre a blindagem simples e dupla.

MOSFET TIPO/NÚMERO	SCOUT SEM/COM BLINDAGEM (ATCM vs ATCM)	
	TOSHIBA - % VARIAÇÃO DE DOSE	GE - % VARIAÇÃO DE DOSE
502 - 1	45%	41%
502 - 2	66%	14%
502 - 3	25%	3%
502 - 4	5%	0%
502 - 5	11%	11%
1002 - 1	47%	63%
1002 - 2	42%	31%
1002 - 3	52%	10%
1002 - 4	13%	30%
1002 - 5	9%	-3%

Tabela 15: Variação da percentagem de dose quando comparados ATCM sem e com blindagem azul, para o tórax e ambos os *scanners* CT. Este estudo está relacionado com as Tabelas L, M e N (Anexo II).

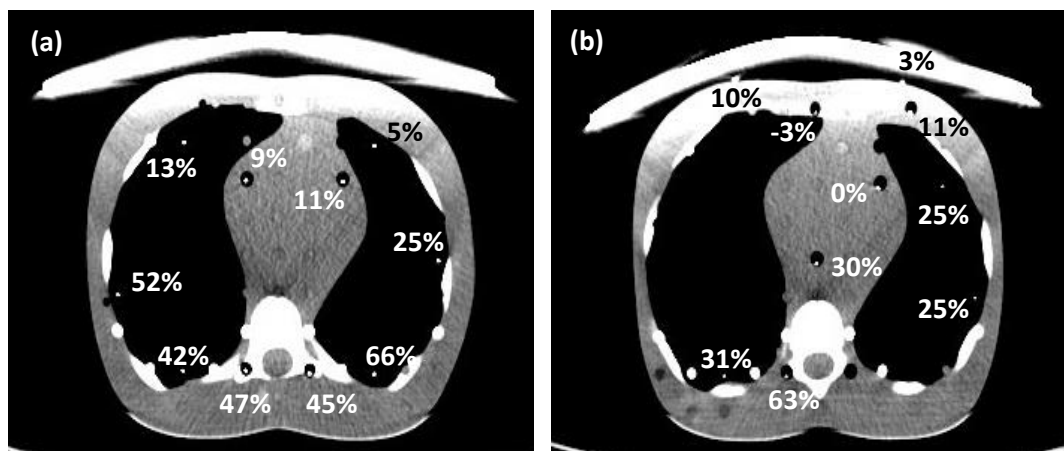


Figura 65: Distribuição da percentagem de dose para o estudo da comparação de ATCM com blindagem azul com ATCM sem blindagem, no tórax e para ambos os *scanners* CT: (a) Toshiba e (b) GE. Este estudo está relacionado com as Tabelas L, M e N do Anexo II.

Efeito da Blindagem Dupla e Simples

As colunas correspondentes a ATCM com blindagem azul (dupla) e amarela, com respetivos topogramas (ambos sem espaçador), apresentam-se, na Tabela 16 (da Tabela N do Anexo II). Nesta tabela compara-se a variação das doses para cada caso, tendo como referência os valores de dose de ATCM sem blindagem. Verifica-se que a

blindagem dupla tem um efeito algo contraditório e indesejável: devido à maior espessura desta blindagem, intensidade de corrente aplicada acaba por aumentar de modo a compensar a sua presença, o que se traduz num aumento de dose no paciente. Por outro lado, a blindagem amarela proporciona uma maior redução de dose no fantoma, devido à sua menor espessura. A Figura 66, mostra que para a zona de interesse (tecido mamário, posição 3), se obtém a maior percentagem de redução. O efeito da blindagem amarela é bem visível, mas poderá não constituir proteção suficiente ao paciente. Uma forma de assegurar essa proteção poderá passar por aumentar a área da blindagem amarela: quanto maior essa área, maior será o efeito provocado por esta na intensidade de corrente.

Relacionando estes resultados com os da Tabela 14 e Figura 64 conclui-se que a blindagem azul simples tem maior efeito de redução de dose comparativamente à blindagem azul dupla.

<u>GE</u>	SCOUT COM BLINDAGEM AZUL/AMARELA (SEM ESPAÇADOR)	
MOSFET TIPO/NÚMERO	AZUL - % VARIAÇÃO DE DOSE	AMARELA - % VARIAÇÃO DE DOSE
502 - 1	50%	19%
502 - 2	1%	-10%
502 - 3	-10%	-42%
502 - 4	-8%	-30%
502 - 5	12%	-6%
1002 - 1	59%	24%
1002 - 2	22%	12%
1002 - 3	-3%	-39%
1002 - 4	27%	14%
1002 - 5	-3%	-31%

Tabela 16: Variação da percentagem de dose quando comparada ATCM com blindagem azul e amarela (sem espaçador) com ATCM sem blindagem, para o tórax e *scanner* GE. Este estudo está relacionado com a Tabela N do Anexo II.

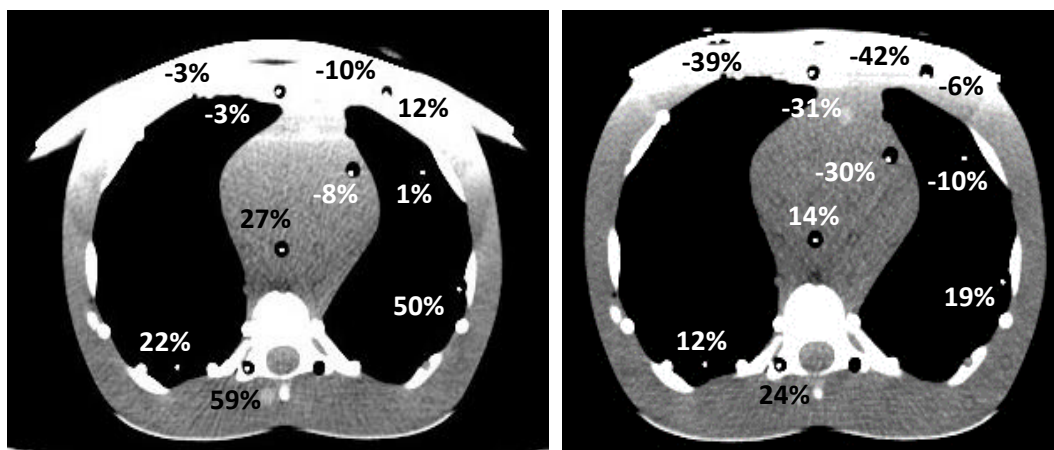


Figura 66: Distribuição de dose para o estudo da comparação de ATCM com blindagem (a) azul e (b) amarela (ambas sem espaçador) com ATCM sem blindagem, no tórax e *scanner* GE. Este estudo está relacionado com a Tabela N do Anexo II.

Comparação entre Protocolos Normais e de Alta Dose

A comparação dos protocolos normais com os protocolos de elevada qualidade de imagem (alta dose) de aquisições ATCM sem e com blindagem azul dupla (este estudo não foi realizado para a blindagem amarela) encontra-se na Tabela 17, para ambos os *scanners* CT. Nessa tabela estão representadas as percentagens de variação de dose que correspondem às Tabelas L (para a Toshiba), M e N (para a GE) do Anexo II, que caracterizam a comparação de protocolos normais com protocolos de alta dose nas seguintes aquisições:

- (1) ATCM sem blindagem (topograma sem blindagem): normal vs alta dose;
- (2) ATCM com blindagem (topograma com blindagem) vs ATCM sem blindagem (Scout sem blindagem), ambos protocolos normais (já representado na Tabela 15);
- (3) ATCM com blindagem (topograma com blindagem) vs ATCM sem blindagem (Scout sem blindagem), ambos protocolos de alta dose.

Dos resultados da tabela pode concluir-se que o *scanner* da GE deposita maior dose, do que o *scanner* da Toshiba, quando comparados os protocolos normal e de alta dose para aquisições ATCM sem blindagem. Relativamente à comparação (3) é o *scanner* da Toshiba que deposita maior dose ao fantoma quando comparadas, dentro do protocolo de alta dose, as aquisições com e sem blindagem.

Os protocolos clínicos de alta dose são aplicados quando é necessário obter uma melhor qualidade de imagem de modo a visualizar melhor algum pormenor de interesse.

	SCOUT SEM/COM BLINDAGEM (NORMAL VS ALTA DOSE) TOSHIBA			SCOUT SEM/COM BLINDAGEM (NORMAL VS ALTA DOSE) GE		
MOSFET TIPO/NÚMERO	% VARIAÇÃO DE DOSE (1)	% VARIAÇÃO DE DOSE (2)	% VARIAÇÃO DE DOSE (3)	% VARIAÇÃO DE DOSE (1)	% VARIAÇÃO DE DOSE (2)	% VARIAÇÃO DE DOSE (3)
502 - 1	67%	45%	102%	139%	41%	29%
502 - 2	131%	66%	80%	99%	14%	29%
502 - 3	61%	25%	91%	113%	3%	13%
502 - 4	74%	5%	49%	121%	0%	5%
502 - 5	74%	11%	52%	123%	11%	16%
1002 - 1	80%	47%	92%	130%	63%	49%
1002 - 2	87%	42%	82%	114%	31%	35%
1002 - 3	86%	52%	84%	135%	10%	-8%
1002 - 4	76%	13%	43%	142%	30%	21%
1002 - 5	69%	9%	48%	123%	-3%	-2%

Tabela 17: Variação da percentagem de dose quando comparados protocolos normais e alta dose de ATCM sem e com blindagem, para o tórax e ambos os *scanners*. Este estudo relaciona-se com as Tabelas L, M e N, do Anexo II.

Conclusões

O objetivo do presente trabalho foi determinar se seria possível compensar o aumento de dose efetiva ao paciente provocado pela blindagem quando usada juntamente com modulação automática de corrente, devido à elevada densidade da blindagem.

A resposta a esta questão motivou a realização deste estudo que tem como ambição potenciar uma ferramenta para a redução da dose depositada em pacientes em ambiente clínico.

Este trabalho teve um carácter evolutivo, tendo resultado na realização de diversos estudos que contemplaram dois *scanners* CT instalados no IPO do Porto: *Toshiba Aquilion RXL* e *GE LightSpeed* (ambos de 16 cortes).

Nas medidas iniciais foram usados vários fantasmas, mas selecionou-se apenas um para este estudo, o fantoma Rupert. Os restantes fantasmas foram excluídos pelas seguintes razões: não ser um fantoma pediátrico e não permitir a colocação de MOSFETs (fantoma Lung/Chest); e devido ao facto de a técnica de modulação de intensidade de corrente não agir de acordo com a estrutura e densidades do fantoma, aumentado a intensidade de corrente nos pulmões (caso do fantoma Female ART). Alguns estudos foram apenas realizados no *scanner* CT da GE por ser o *scanner* com maior disponibilidade de utilização no IPO-Porto, estando o *scanner* CT da Toshiba a ser mais utilizado para realização de exames médicos.

As conclusões preliminares que serviram de base para este trabalho foram saber que intensidades de corrente escolher de modo a impedir a saturação da corrente quando a blindagem fosse colocada e o facto de os *scanners* se basearem nos topogramas adquiridos para determinar a intensidade de corrente a aplicar ao fantoma. Do comportamento do *scanner* face à blindagem conclui-se que esta tinha um efeito local não afetando a intensidade de corrente do restante *scan*, verificando que apenas seria necessário medir dose nas posições abaixo da blindagem. A inserção dos MOSFETs nesse local proporcionou um ligeiro aumento de dose (tanto no tórax como cabeça do fantoma) do qual se concluiu ser devido à presença dos MOSFETs e dos seus cabos de ligação.

Quando colocados os MOSFETs sobre a cabeça do fantoma Rupert mediu-se uma redução de dose significativa nos olhos (região de maior interesse de redução de dose). A maior percentagem de redução de dose foi obtida pela blindagem amarela (de 34% e 40%), mas uma maior dose foi depositada nas outras posições comparativamente à

blindagem azul (17% e 27% de redução de dose nas mesmas posições). Segundo o fabricante, para as blindagens da tiroide e ocular (azuis) a redução de dose rondaria os 60% e 40% para exames CT. O efeito do espaçador foi também analisado. Concluiu-se que a menor dose depositada no fantoma era conseguida quando qualquer das blindagens eram aplicadas sem espaçador. Contudo as imagens CT resultantes possuem mais artefactos e menor qualidade.

No tórax, a situação estudada foi mais complexa, devido à comparação entre blindagem dupla e simples. A variação da intensidade de corrente varia com a espessura e tamanho das blindagens. Para a blindagem amarela simples obteve-se uma redução de dose de 39% e 42% para ambas as posições colocadas sobre o tecido mamário. A blindagem azul (dupla) não obteve redução de dose significativa para o tecido mamário aumentando a dose noutras posições (entre 20% e 50% de aumento), porque a maior densidade da blindagem dupla aumenta muito a intensidade de corrente aplicada pelo *scanner*, resultando num aumento da dose ao fantoma Rupert. O facto de a blindagem amarela (simples) provocar um menor aumento de intensidade de corrente tem por consequência uma menor dose no paciente. A diferença de resultados entre tórax e cabeça tem a ver com a espessura da blindagem azul utilizada nos olhos, que era de espessura simples.

O uso de blindagem em conjunto com intensidade de corrente constante tem resultados positivos, permitindo uma redução de dose nas regiões protegidas. É possível “enganar” o *scanner* CT colocando a blindagem após a aquisição do topograma. Este método permitiu reduzir significativamente a dose depositada (30% e 34% de redução), sendo este resultado o esperado pois o *scanner* não deteta a presença desta se não estiver presente no topograma. Contudo, a qualidade da imagem obtida por este método diminuiu, pois, ao não ser detetada a blindagem pelo *scanner*, a atenuação de raios-X não será compensada durante a aquisição, devido ao facto de os parâmetros de aquisição serem escolhidos em função do topograma.

Segundo Coursey *et al.* com o uso da ATCM a dose efetiva reduziu de 35% quando a blindagem é colocada após obtenção do topograma e de 20% quando a blindagem está presente no topograma. Já Colleti *et al.* obtiveram uma redução de dose de 30% quando usada blindagem ou a técnica de modulação de intensidade de corrente. No entanto, um aumento de dose foi notado para as restantes posições, quando colocada a blindagem antes da aquisição do topograma.

O trabalho foi ainda complementado com uma comparação entre os protocolos normais e os protocolos de alta dose. Na prática, os segundos são necessários para obter uma

melhor qualidade de imagem, sempre que a visualização de algum pormenor de interesse em detalhe se justifica. Neste estudo, o efeito da blindagem azul (dupla) é semelhante para ambos os *scanners* reduzindo a dose na região do tecido mamário.

Relativamente aos estudos realizados ao tórax, para os fantasmas Rupert e Female ART, com blindagem no pescoço concluiu-se que esta não afetou de forma alguma a intensidade de corrente aplicada permitindo assim a proteção da tiroide na realização destes exames.

Para trabalho futuro pretende-se finalizar o estudo no fantoma Female ART para determinar o porquê de o *scanner* CT não utilizar a técnica ATCM conforme o esperado, variando a intensidade de corrente de forma análoga ao que ocorre em pacientes reais. O mesmo se pretende fazer com o fantoma antropomórfico masculino da ART (semelhante ao Female ART) de modo a verificar se o resultado é semelhante. Outro estudo posterior será estimar a variação da dose efetiva para todos os resultados obtidos neste trabalho.

Referências

- [1] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr., and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2^a ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [2] D. R. Dance, S. Christofides, A. D. A. Maidment, I. D. McLean, and K. H. Ng, *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, 1^a ed. 2014.
- [3] E. Community, T. Committee, S. Committee, and C. Directive, “COUNCIL DIRECTIVE 2013/59/EURATOM,” *Off. J. Eur. Union*, vol. II, no. December 2003, pp. 1–73, 2014.
- [4] D. Tack and P. A. Gevenois, *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography*, 1^a ed. Springer, 2007.
- [5] S. C. White and M. J. Pharoah, *Oral Radiology: Principles and Interpretation*, 6 Ed. Mosby Elsevier, 2009.
- [6] T. R. Goodman, “Ionizing Radiation Effects and Their Risk to Humans.” [Online]. Available: [http://www.imagewisely.org/~media/ImageWisely Files/Imaging Physicians/IW Goodman Ionizing Radiation Effects.pdf](http://www.imagewisely.org/~media/ImageWisely%20Files/Imaging%20Physicians/IW%20Goodman%20Ionizing%20Radiation%20Effects.pdf). [Accessed: 05-May-2016].
- [7] D. Tack, M. K. Kalra, and P. A. Gevenois, *Radiation Dose from Multidetector CT*, 2^a ed. Springer, 2012.
- [8] J. Hsieh, *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*, 2^a ed. SPIE e John Wiley & Sons, Inc., 2009.
- [9] L. W. Goldman, “Principles of CT and CT technology,” *J. Nucl. Med. Technol.*, vol. 35, no. 3, pp. 115–130, 2007.
- [10] L. W. Goldman, “Principles of CT : Multislice CT *,” *J Nucl Med Technol*, vol. 36, no. 2, pp. 57–69, 2016.
- [11] L. Macron, J. Feignoux, and J. L. Sablayrolles, “Comparison of coronary CT angiography (CCTA) for patients with high heart rates using a 512-slice new-generation MDCT and a 128-slice CT : image quality and radiation dose,” *Eur. Soc. Radiol.*, pp. 1–7, 2015.
- [12] J. Wang, X. Duan, J. A. Christner, S. Leng, L. Yu, and C. H. McCollough, “Radiation dose reduction to the breast in thoracic CT: Comparison of bismuth

- shielding, organ-based tube current modulation, and use of a globally decreased tube current,” *Med. Phys.*, vol. 38, no. 11, pp. 6084–6092, 2011.
- [13] M. K. Kalra, P. Dang, S. Singh, S. Saini, and J.-A. O. Shepard, “In-Plane Shielding for CT: Effect of Off-Centering, Automatic Exposure Control and Shield-to-Surface Distance,” *Korean J. Radiol.*, vol. 10, no. 2, p. 156, 2009.
 - [14] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, B. Schmidt, B. L. Westerman, and H. T. Morgan, “Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT 1,” *Radiology*, vol. 233, no. 3, pp. 649–657, 2004.
 - [15] K. Matsubara, M. Sugai, A. Toyoda, H. Koshida, K. Sakuta, T. Takata, K. Koshida, and H. Iida, “Assessment of an organ-based tube current modulation in thoracic computed tomography,” vol. 13, no. 2, pp. 5–11, 2012.
 - [16] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, L. M. Hamberg, M. a Blake, J.-A. Shepard, and S. Saini, “Strategies for CT radiation dose optimization,” *Radiology*, vol. 230, no. 3, pp. 619–628, 2004.
 - [17] C. Coursey, D. P. Frush, T. Yoshizumi, G. Toncheva, G. Nguyen, and S. B. Greenberg, “Pediatric Chest MDCT Using Tube Current Modulation: Effect on Radiation Dose with Breast Shielding,” *Am. J. Roentgenol.*, vol. 190, no. 1, pp. W54–W61, 2008.
 - [18] AAPM Working Group, “AAPM Computed Tomography Radiation Dose Education Slides,” 2013. [Online]. Available: <http://aapm.org/pubs/ctprotocols/documents/EducationSlides.pdf>. [Accessed: 25-Oct-2016].
 - [19] C. McCollough, D. Cody, S. Edyvean, R. Geise, B. Gould, N. Keat, and etc, “AAPM REPORT NO. 96 - The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT,” 2008. [Online]. Available: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf. [Accessed: 25-Oct-2016].
 - [20] B. L. Fricke, L. F. Donnelly, D. P. Frush, T. Yoshizumi, V. Varchena, S. a. Poe, and J. Lucaya, “In-plane bismuth breast shields for pediatric CT: Effects on radiation dose and image quality using experimental and clinical data,” *Am. J. Roentgenol.*, vol. 180, no. February, pp. 407–411, 2003.
 - [21] J. Wang, X. Duan, J. A. Christner, S. Leng, K. L. Grant, and C. H. Mccollough, “Bismuth Shielding, Organ-based Tube Current Modulation, and Global Reduction of Tube Current for Dose Reduction to the Eye at Head CT,”

- Radiology*, vol. 262, no. 1, pp. 191–198, 2012.
- [22] J. Huggett, W. Mukonoweshuro, and R. Loader, “A phantom-based evaluation of three commercially available patient organ shields for computed tomography X-ray examinations in diagnostic radiology,” *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 155, no. 2, pp. 161–168, 2013.
- [23] P. M. Colletti, O. A. Micheli, and K. H. Lee, “To Shield or Not to Shield: Application of Bismuth Breast Shields,” *Am. J. Roentgenol.*, vol. 200, no. 3, pp. 503–507, 2013.
- [24] Kemmetech, “Grayshield Patient Protection Eye and Thyroid Shields.” [Online]. Available: <http://www.kemmetech.co.uk/media/52c60d8b8aca6.pdf>. [Accessed: 26-Nov-2016].
- [25] Shielding International, “CT Shields.” [Online]. Available: http://www.shieldingintl.com/component/virtuemart/?page=shop.browse&category_id=12. [Accessed: 26-Nov-2016].
- [26] CT Shields, “Pediatric CT Shields | Pediatric Bismuth Shields.” [Online]. Available: <http://www.ctshields.com/pediatric-shields/>. [Accessed: 26-Nov-2016].
- [27] T. Giaddui, Y. Cui, J. M. Galvin, W. Chen, Y. Yu, and Y. Xiao, “Characteristics of Gafchromic XRQA2 films for kV image dose measurement,” *Med. Phys.*, vol. 39, no. 2, p. 842, 2012.
- [28] R. Products, “Gafchromic Film XR-QA2, 10 x 12 Inch - Radiation Products Design, Inc.” [Online]. Available: <http://www.rpdinc.com/gafchromic-film-xr-qa2-10-x-12-inch-254.html>. [Accessed: 26-Nov-2016].
- [29] “CT Chamber PTW 30009 - Radiation Products Design, Inc.” [Online]. Available: <http://www.rpdinc.com/ct-chamber-ptw-30009-8746.html>. [Accessed: 26-Nov-2016].
- [30] IAEA, “Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice,” *Igarss 2014*, no. 1, pp. 1–5, 2014.
- [31] Thomson, Nielsen, and Best Medical Canada, “Introduction to the MOSFET Dosimeter,” vol. 4, pp. 4–5.
- [32] Thomson, Nielsen, and Best Medical Canada, “MOSFET Dosimetry | Patient Dose Verification mobileMOSFET Wireless Dose Verification System mobileMOSFET System Configuration MOSFET Dosimetry | Patient Dose

- Verification,” vol. 6, pp. 2–3.
- [33] Eckert & Ziegler BEBIG Company, “Mick® Gold Fiduciary Markers, Superflab Bolus Material.” [Online]. Available:
http://www.micknuclear.com/home/products/radiotherapy_accessories/.
[Accessed: 26-Nov-2016].
- [34] AAPM, “AAPM Position Statement on the Use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT scanning,” pp. 7–10, 2012.

Anexo I – Tabelas de Aquisições

Neste anexo encontram-se tabelas que mostram as aquisições efetuadas em cada fantoma e quais os parâmetros de aquisição e protocolos utilizados.

Tabela A: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Lung/Chest da ART, no *scanner* da Toshiba. Uso da blindagem azul dupla. Utilizado protocolo normal para ATCM.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
LUNG/CHEST PROTOCOLO: TÓRAX TOSHIBA BLINDAGEM AZUL DUPLA	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem blindagem (2) Blindagem (tórax) (3) Blindagem (tórax) (sem espaçador)	?	Espessura da <i>Slice</i> = 1 mm <i>Pitch</i> = 0,938 kV = 120 I _{min} = 50 mA ; I _{máx} = 440 mA SD = 10 DC = 16 x 0,5 mm ² BC = 8 mm
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (1) Blindagem (tórax) (2) Sem blindagem	?	

Tabela B: Aquisições efetuadas no tórax e pélvis do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no *scanner* da Toshiba. Variação da posição da blindagem azul dupla. Utilizado protocolo normal para ATCM.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
RUPERT PROTOCOLO: TÓRAX (TÓRAX/PÉLVIS) TOSHIBA BLINDAGEM AZUL DUPLA	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem Blindagem	2,1	Espessura da <i>Slice</i> = 1 mm <i>Pitch</i> = 1,438 kV = 100 I _{min} = 50 mA ; I _{máx} = 440 mA SD = 10 DC = 16 x 0,5 mm ² BC = 8 mm
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (AZUL - TÓRAX) (1) Blindagem (tórax) (2) Blindagem (tórax) (CC: I=140 mA) (3) Blindagem (pélvis)	2,5 3,4 2,4	

	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (AZUL - PÉLVIS)		
	(1) Blindagem (pélvis)	2,5	
	(2) Blindagem (pélvis) (CC: I=140 mA)	3,4 1,9	
	(3) Blindagem (tórax)		
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (AMARELA - TÓRAX)		
	(1) Com Blindagem	2,2	

Tabela C: Aquisições efetuadas no tórax e pélvis do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no scanner da GE. Variação da posição da blindagem azul dupla e uso de MOSFETs. Utilizados protocolos normal e alta dose para ATCM.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
RUPERT PROTOCOLO: TÓRAX (TÓRAX/PÉLVIS) GE BLINDAGEM AZUL DUPLA	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u>		Espessura da Slice = 1,25 mm Pitch = 1,325 kV = 100 Imin = 30 mA ; Imáx = 300 mA NI = 23,81 DC = 16 x 0,625 mm ² BC = 10 mm
	(1) Sem Blindagem	2,08	
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (AZUL - TÓRAX)		
	(1) Blindagem (tórax)	2,33	
	(2) Blindagem (tórax) (CC: I=70 mA)	- 2,52	
	(3) Blindagem (Tórax) (alta dose)	-	
	(4) Blindagem (pélvis)		
			Para alta dose: NI = 22,91
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (AZUL - PÉLVIS)		
	(1) Blindagem (pélvis)	2,36	
	(2) Blindagem (pélvis) (CC: I=70 mA)	- 2,55	
	(3) Blindagem (pélvis) (alta dose)	-	
	(4) Blindagem (tórax)		

Tabela D: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no *scanner* da GE. Uso da blindagem azul dupla e MOSFETs. Utilizado protocolo normal para ATCM.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
RUPERT (MOSFETs) PROTOCOLO: TÓRAX GE BLINDAGEM AZUL DUPLA	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem Blindagem	?	Espessura da <i>Slice</i> = 1,325 mm <i>Pitch</i> = 0,938 kV = 100 I _{min} = 30 mA ; I _{máx} = 300 mA NI = 22,91 DC = 16 x 0,5 mm ² BC = 10 mm
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (1) Com Blindagem	2,65	

Tabela E: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no *scanner* da Toshiba. Uso da blindagem azul dupla e MOSFETs. Utilizados protocolos normal e alta dose.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
RUPERT (MOSFETs) PROTOCOLO: TÓRAX TOSHIBA BLINDAGEM AZUL DUPLA	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem Blindagem (normal) (2) Sem blindagem (alta dose)	2,7 ?	Espessura da <i>Slice</i> = 0,75 mm <i>Pitch</i> = 0,938 kV = 100 I _{min} = 40 mA ; I _{máx} = 400 mA SD = 7,5 DC = 16 x 0,5 mm ² BC = 8 mm Alta Dose: SD = 5
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (1) Com Blindagem (normal) (2) Com Blindagem (alta dose)	? ?	

Tabela F: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no *scanner* da GE. Uso da blindagem azul dupla e amarela simples (com e sem espaçador), e MOSFETs. Utilizados protocolos normal e alta dose para ATCM e CC.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
RUPERT (MOSFETs) PROTOCOLO: TÓRAX GE BLINDAGEM AZUL DUPLA E AMARELA SIMPLES	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u>		Espessura da <i>Slice</i> = 1,25 mm <i>Pitch</i> = 1,325 kV = 100 I _{min} = 30 mA ; I _{máx} = 400 mA NI = 22,91 DC = 16 x 0,625 mm ² BC = 10 mm Para alta dose: NI = 15,71 Corrente Constante (CC): I = 70 mA (normal) I = 140 mA (alta dose) Colimação do feixe: BC = 20 mm
	(1) Sem Blindagem		
	(2) Sem Blindagem (CC: I=70 mA)	2,04 2,30	
	(3) Sem Blindagem (CC: I=140 mA)	4,60 4,66	
	(4) Sem Blindagem (NI=15.71)	1,62	
	(5) Sem Blindagem (BC=20mm)	2,19	
	(6) Com Blindagem		
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u>		
	(1) Com Blindagem		
	(2) Com Blindagem (CC: I=70 mA)	2,71 2,30	
	(3) Com Blindagem (CC: I=140 mA)	4,60 5,78	
	(4) Com Blindagem (NI=15.71)	2,20	
	(5) Com Blindagem (BC=20mm)		
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM AZUL</u>		
	(1) Com Blindagem (sem espaçador)	2,64	
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM AMARELA</u>		
	(1) Com Blindagem (amarela)	2,20	

Tabela G: Aquisições efetuadas no tórax do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no *scanner* da GE. Uso da blindagem azul dupla (com e sem espaçador no pescoço). Utilizado protocolo normal para ATCM.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
RUPERT PROTOCOLO: TÓRAX (PESCOÇO) GE BLINDAGEM AZUL DUPLA	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem Blindagem	2,39	Espessura da <i>Slice</i> = 1,25 mm <i>Pitch</i> = 1,375 kV = 100 I _{min} = 30 mA ; I _{máx} = 400 mA SD = 10 DC = 16 x 0,625 mm ² BC = 10 mm
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (1) Blindagem azul (sem espaçador)	2,42	

Tabela H: Aquisições efetuadas na cabeça (olhos) do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no *scanner* da Toshiba. Uso da blindagem amarela (com e sem espaçador). Utilizado protocolo normal para ATCM.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
RUPERT PROTOCOLO: CABEÇA (OLHOS) TOSHIBA BLINDAGEM AZUL DUPLA	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem Blindagem	39,1	Espessura da <i>Slice</i> = 0,5 mm <i>Pitch</i> = 0,688 kV = 120 I = 220 mA (CC) SD = 10 DC = 16 x 0,5 mm ² BC = 8 mm
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (1) Com Blindagem (azul)	?	

Tabela I: Aquisições efetuadas na cabeça (olhos) do fantoma Rupert da CIRS ATOM, no *scanner* CT da GE. Uso da blindagem azul e amarela (ambas simples) e MOSFETs. Utilizados protocolos normal helicoidais e axiais.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
RUPERT (MOSFETs) PROTOCOLO: CABEÇA (OLHOS) GE BLINDAGEM AMARELA E AZUL SIMPLES	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> Sem Blindagem (1) Helical (2) Axial Blindagem Azul (3) Helical (4) Axial Blindagem amarela (5) Helical (6) Axial	31,58 38,2 ? ? ? ?	Espessura da <i>Slice</i> = 1,25 mm <i>Pitch</i> = 0,938 kV = 120 Helical: $I_{min} = 30 \text{ mA}$; $I_{máx} = 440 \text{ mA}$ NI = 10,07 DC = $16 \times 0,625 \text{ mm}^2$ BC = 10 mm
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> Blindagem Amarela (1) Helical (2) Axial	32,99 ?	
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> Blindagem Azul (1) Helical (2) Axial	33,39 42,28	Axial: $I_{min} = 100 \text{ mA}$; $I_{máx} = 440 \text{ mA}$ NI = 4,9 DC = $8 \times 2,5 \text{ mm}^2$ BC = 20 mm
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> Blindagem Amarela (sem espaçador) (1) Helical (2) Axial	33,01 40,53	

Tabela J: Aquisições efetuadas no tórax (mama e pescoço) do fantoma Female ART, no *scanner* CT da GE. Uso da blindagem azul dupla (com e sem espaçador). Utilizado protocolo normal para ATCM.

FANTOMA E SCANNER CT	AQUISIÇÕES	CTDIVOL (mGy)	PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO EM COMUM
FEMALE ART PROTOCOLO: TÓRAX (MAMA + PESCOÇO) GE BLINDAGEM AZUL DUPLA	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem Blindagem	4,96	Espessura da <i>Slice</i> = 1,25 mm <i>Pitch</i> = 1,375 kV = 120 $I_{min} = 100 \text{ mA}$; $I_{máx} = 400 \text{ mA}$ NI = 18 DC = $16 \times 1,25 \text{ mm}^2$ BC = 20 mm
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (1) Blindagem azul (sem espaçador)	6,57	
	<u>SCOUT COM BLINDAGEM</u> (1) Blindagem azul (2) Blindagem azul (sem espaçador, no pescoço)	4,97 4,94	
	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem Blindagem (almofada debaixo da cabeça)	5,31	
	<u>SCOUT SEM BLINDAGEM</u> (1) Sem Blindagem (2) Sem Blindagem ($I_{min}=60 \text{ mA}$) (com bolus, sem mama)	5,42 5,14	

Anexo II – Medições de Dose

Neste anexo encontram-se as tabelas das medidas de dose obtidas pelos MOSFETs correspondentes às tabelas do Anexo I.

Tabela K: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para o tórax do fantoma Rupert, no *scanner* CT da GE. Estas são correspondentes à Tabela do Anexo I.

GE	SCOUT SEM BLINDAGEM	SCOUT COM BLINDAGEM
MOSFET TIPO/NÚMERO	DOSE (<i>mGy</i>) ATCM - SEM BLINDAGEM	DOSE (<i>mGy</i>) ATCM - COM BLINDAGEM
502 - 1	3,59	4,82
502 - 2	3,41	5,34
502 - 3	3,34	4,98
502 - 4	3,84	4,49
502 - 5	3,93	4,61
1002 - 1	3,08	5,17
1002 - 2	3,63	4,99
1002 - 3	3,82	4,75
1002 - 4	4,06	4,45
1002 - 5	4,08	4,55

Tabela L: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para o tórax do fantoma Rupert, no *scanner* CT da Toshiba. Estas são correspondentes à Tabela do Anexo I.

<u>TOSHIBA</u>	SCOUT SEM BLINDAGEM		SCOUT COM BLINDAGEM AZUL	
MOSFET TIPO/NÚMERO	DOSE (mGy) ATCM - SEM BLINDAGEM	DOSE (mGy) ATCM - SEM BLINDAGEM (ALTA DOSE)	DOSE (mGy) ATCM - COM BLINDAGEM	DOSE (mGy) ATCM - COM BLINDAGEM (ALTA DOSE)
502 - 1	4,78	8,00	6,93	16,14
502 - 2	3,87	8,93	6,41	16,04
502 - 3	5,09	8,21	6,36	15,71
502 - 4	5,69	9,91	5,98	14,74
502 - 5	6,22	10,83	6,90	16,44
1002 - 1	4,72	8,49	6,93	16,28
1002 - 2	4,86	9,07	6,90	16,53
1002 - 3	4,96	9,22	7,55	16,99
1002 - 4	5,91	10,42	6,70	14,89
1002 - 5	6,72	11,35	7,33	16,77

Tabela M: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para o tórax do fantoma Rupert, no *scanner* CT da GE. Estas são correspondentes às aquisições da Tabela (Scout sem blindagem) do Anexo I.

<u>GE</u>	DOSE (mGy) - SCOUT SEM BLINDAGEM					
MOSFET TIPO/NÚMERO	ATCM - SEM BLINDAGEM	ATCM - SEM BLINDAGEM (ALTA DOSE)	ATCM - SEM BLINDAGEM (BC = 20 mm)	CC - SEM BLINDAGEM	CC - SEM BLINDAGEM (ALTA DOSE)	ATCM - COM BLINDAGEM AZUL
502 - 1	3,69	8,83	2,76	5,04	9,26	3,61
502 - 2	4,51	8,98	3,08	5,41	9,74	3,00
502 - 3	4,12	8,80	2,76	4,70	9,61	2,72
502 - 4	4,24	9,37	3,46	4,86	9,85	2,87
502 - 5	4,35	9,71	3,07	5,39	10,25	3,10
1002 - 1	3,35	7,69	2,80	3,95	8,31	3,09
1002 - 2	4,02	8,61	2,79	4,59	9,02	3,76
1002 - 3	4,18	9,83	3,37	5,45	10,50	2,92
1002 - 4	3,80	9,17	3,18	4,80	9,27	3,03
1002 - 5	4,43	9,87	3,60	5,21	10,34	2,89

Tabela N: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para o tórax do fantoma Rupert, no *scanner* CT da GE. Estas são correspondentes às aquisições da Tabela (Scout com blindagem) do Anexo I.

GE	DOSE (mGy) - SCOUT COM BLINDAGEM AZUL					SCOUT COM BLINDAGEM AZUL/AMARELA (SEM ESPAÇADOR)	
MOSFET TIPO/NÚMERO	ATCM - COM BLINDAGEM	ATCM - COM BLINDAGEM (ALTA DOSE)	CC - COM BLINDAGEM	CC - COM BLINDAGEM (ALTA DOSE)	ATCM - COM BLINDAGEM (BC = 20mm)	ATCM - COM BLINDAGEM AZUL	ATCM - COM BLINDAGEM AMARELA
502 - 1	5,19	11,39	3,79	7,22	3,82	5,52	4,38
502 - 2	5,16	11,58	4,31	7,70	3,41	4,58	4,05
502 - 3	4,24	9,96	2,87	5,93	3,18	3,73	2,40
502 - 4	4,23	9,82	3,08	6,57	3,17	3,91	2,96
502 - 5	4,83	11,24	3,43	7,21	3,63	4,86	4,08
1002 - 1	5,48	11,44	3,61	6,97	4,10	5,33	4,14
1002 - 2	5,26	11,61	3,94	7,52	3,91	4,92	4,48
1002 - 3	4,61	9,01	2,75	6,20	3,71	4,05	2,53
1002 - 4	4,93	11,07	3,87	6,99	3,93	4,82	4,33
1002 - 5	4,29	9,70	2,93	6,38	3,17	4,30	3,05

Tabela O: Medidas de dose dos MOSFETs obtidas para os olhos do fantoma Rupert, no *scanner* CT da GE. Estas são correspondentes às aquisições da Tabela (Scout com blindagem) do Anexo I.

GE	SCOUT SEM BLINDAGEM			SCOUT COM BLINDAGEM AZUL/AMARELA		SCOUT COM BLINDAGEM AMARELA (SEM ESPAÇADOR)
MOSFET TIPO/NÚMERO	DOSE (mGy) SEM BLINDAGEM	DOSE (mGy) BLINDAGEM AZUL	DOSE (mGy) BLINDAGEM AMARELA	DOSE (mGy) BLINDAGEM AMARELA	DOSE (mGy) BLINDAGEM AZUL	DOSE (mGy) BLINDAGEM AMARELA
1002 - 1	64,62	62,94	68,25	76,15	71,68	67,93
1002 - 2	65,83	63,99	72,71	79,04	74,35	72,46
1002 - 3	82,72	75,84	88,00	94,75	91,80	85,80
1002 - 4	80,85	56,14	48,52	53,39	67,07	49,10
1002 - 5	98,26	66,21	52,34	58,46	71,73	55,16