



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

**EFEITO DOS PARÂMETROS TÉCNICOS NA DOSE E QUALIDADE DE IMAGEM NUM SISTEMA
DE RADIOGRAFIA COMPUTORIZADA**

AMILTON JOEL PEREIRA TAVARES

ORIENTADOR: Prof. Doutor Luís Lança – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

COORIENTADOR: Prof. Nuno Machado – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

**Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Especialização em Imagem Digital com Radiação X**

LISBOA, 2013

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

**EFEITO DOS PARÂMETROS TÉCNICOS NA DOSE E QUALIDADE DE IMAGEM NUM SISTEMA
DE RADIOGRAFIA COMPUTORIZADA**

AMILTON JOEL PEREIRA TAVARES

ORIENTADOR: Doutor Luís Lança – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

COORIENTADOR: Mestre Nuno Machado – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

JÚRI:

Presidente: Doutor Nuno Teixeira – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Arguente: Doutor Luís Freire – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Arguente: Mestre Pedro Carvoeiras – MedicalConsult, SA;

**Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Especialização em Imagem Digital com Radiação X**

LISBOA, 2013

AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho representa a conclusão de mais uma etapa académica e, como tal, é o momento de lembrar todos aqueles que, de uma forma ou de outra, contribuíram para que isso fosse possível.

Por isso, agradeço:

- A Deus. Sem Ele nada é possível.
- A minha família, pelo apoio incondicional.
- A minha companheira, pelo companherismo e por me fazer acreditar que, com esforço, tudo se consegue.
- Aos meus orientadores, Prof. Doutor Luís Lança e Prof. Nuno Machado, pela disponibilidade e orientação durante a realização deste trabalho. Sem o vosso suporte tudo seria muito mais difícil.
- Aos restantes professores deste Mestrado, por tudo que me transmitiram.

RESUMO

Em radiologia, a qualidade diagnóstica está intimamente ligada à qualidade de imagens radiográficas.

Sendo a qualidade de imagem (QI) o reflexo da exposição do paciente, a sua maximização não pode ser conseguida a qualquer custo. É fulcral ter sempre em mente que uma boa QI pode significar maior exposição do paciente. Deste modo, a otimização é fundamental e deve-se guiar pela maximização da fração benefícios/riscos, sendo para isso necessário compreender os parâmetros técnicos que influenciam a dose e a QI.

Neste trabalho foi feito um estudo dos efeitos dos parâmetros técnicos (tensão de ampola (kVp) e o produto da intensidade do feixe (mA) pelo tempo de exposição (s) (mA*s)) e da filtração adicional tanto na dose como na QI. A medição da dose, para diferentes valores de kVp, mA*s e espessura de cobre (Cu) usada na filtração adicional, foi feita utilizando uma câmara de ionização e um medidor do produto dose-área (DAP). Utilizando o fantoma CDRAD, a QI foi analisada através de *Image Quality Figure (IQF)* e parâmetros como contraste, ruído, razão sinal-ruído (SNR) e razão contraste-ruído (CNR).

Verificou-se que, no modo manual de exposição, a dose varia de forma direta com kVp e mA*s e, no modo semiautomático, a variação é inversa entre o kVp e a dose. Mantendo fixo o kVp e mA*s, a redução da dose pode ser conseguida com recurso à filtração adicional. A QI é degradada quando o kVp aumenta e na presença da filtração adicional. Melhor QI está associada a maiores valores de dose. CNR é pouca afetada pela variação da dose. Com o aumento do DAP, o ruído diminui e a SNR aumenta, com elevada correlação.

Palavras-chaves: qualidade de imagem, dose, tensão de ampola, intensidade do feixe, filtração adicional.

ABSTRACT

In radiology, diagnostic quality is closely linked to the quality of radiographic images.

As the image quality (IQ) is a reflection of the patient's exposure, its maximization can not be achieved at any cost, and it is crucial to keep in mind that a good IQ can mean greater patient exposure. Thus, the optimization is crucial and should be guided by maximizing the fraction of benefits / risks, so it is necessary to understand the technical parameters that influence the dose and IQ. In this work a study was made of the effects of technical parameters (tube voltage (kVp) and the product between beam intensity (mA) and exposure time (s) (mA*s)) and additional filtration both doses as in IQ.

The measurement of dose for different kVp, mA*s and thickness of copper (Cu) used in the additional filtration was made using a ionisation chamber and DAP meter. Using phantom CDRAD, the IQ was analyzed using Image Quality Figure (IQF) and parameters such as contrast, noise, signal to noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR).

It was found that in the manual mode exposure, the dose varies directly with kVp, and mAs and, in the semiautomatic mode, the change is reversed between kVp and dose.

Keeping fixed the kVp and mA*s, dose reduction can be achieved with use of additional filtration.

The IQ is degraded when the kVp increases and in the presence of additional filtration. Best IQ is associated with higher doses. The CNR is little affected by the dose. When DAP increases, noise decreases and SNR increases with high correlation.

Keywords: image quality, dose, tube voltage, beam intensity, additional filtration.

ÍNDICE GERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICES DE GRÁFICOS	IX
ÍNDICES DE TABELAS	XI
LISTAGEM DE SIGLAS E ACRÓNIMOS.....	XIII
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. MOTIVAÇÃO E JUSTIFICAÇÃO	1
1.2. OBJETIVOS	2
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	3
2.1. PRODUÇÃO DE RADIAÇÃO X.....	3
2.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	7
2.2.1. <i>Efeito fotoelétrico</i>	8
2.2.2. <i>Efeito Compton</i>	9
2.3. AVALIAÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO X: CONCEITOS IMPORTANTES	10
2.3.1. Dose Absorvida (D)	11
2.3.2. Dose Equivalente (H)	12
2.3.3. Dose Efetiva (E)	12
2.3.4. KERMA no ar (K_{ar}).....	13
2.3.5. Produto Área-Dose (DAP)	13
2.3.6. Dose à Entrada da Pele (DEP).....	14
2.4. EFEITOS BIOLÓGICOS DAS RADIAÇÕES	14
2.5. CONTROLO DA EXPOSIÇÃO E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	15
2.5.1. <i>Princípios de proteção radiológica</i>	16
2.5.1.1. Princípio da justificação.....	17
2.5.1.2. Princípio da otimização	17
2.5.1.3. Princípio da limitação da dose.....	18
2.5.2. <i>Metodologias de proteção</i>	18
2.5.2.1. Colimação do feixe	18
2.5.2.2. Seleção de parâmetros técnicos	19
2.5.2.2.1. Tensão da ampola (kVp).....	19
2.5.2.2.2. Intensidade do feixe (mA) e tempo de exposição (s)	20
2.5.2.3. Controlo Automático da Exposição (CAE).....	21
2.5.2.4. Grelhas antidifusoras.....	22
2.5.2.5. Filtração adicional.....	23
2.5.2.6. Distância foco-paciente (DFP).....	24
2.6. NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO (NRD)	25

2.7.	SISTEMAS DE RADIOLOGIA DIGITAL.....	25
2.7.1.	<i>Radiografia Computorizada (CR)</i>	27
2.7.2.	<i>Gama dinâmica dos sistemas digitais</i>	30
2.7.3.	<i>Índices de Exposição (IE) nos sistemas digitais</i>	31
2.7.4.	<i>Avaliação objetiva da qualidade de imagem em sistemas digitais</i>	32
2.7.4.1.	Contraste.....	35
2.7.4.2.	Ruído.....	35
2.7.4.3.	Razão sinal-ruído (SNR).....	36
2.7.4.4.	Razão contraste-ruído (CNR).....	36
3.	METODOLOGIA DO ESTUDO.....	39
3.1.	MATERIAIS E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS.....	39
3.1.1.	<i>Fantoma (breve descrição)</i>	39
3.2.	CARATERIZAÇÃO DOSIMÉTRICA.....	40
3.2.1.	<i>Avaliação da exatidão dos instrumentos de medida</i>	41
3.2.2.	<i>Determinação de espessura semi-redutora (HVL)</i>	43
3.3.	RECOLHA DE IMAGENS.....	45
3.4.	AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM.....	47
4.	APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DE RESULTADOS.....	49
4.1.	CARATERIZAÇÃO DOSIMÉTRICA.....	49
4.1.1.	<i>Avaliação da exatidão dos instrumentos de medida</i>	49
4.1.2.	<i>Determinação de HVL</i>	51
4.2.	AVALIAÇÃO DA DOSE.....	52
4.2.1.	<i>Efeito da tensão da ampola</i>	52
4.2.2.	<i>Efeito da intensidade do feixe</i>	55
4.2.3.	<i>Efeito da filtração adicional</i>	57
4.3.	AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM.....	59
4.3.1.	<i>Image Quality Figure (IQF_{inv})</i>	59
4.3.1.1.	Efeito da tensão de ampola.....	59
4.3.1.2.	Efeito da dose.....	60
4.3.1.3.	Efeito da filtração adicional.....	61
4.3.2.	<i>Avaliação do contraste, sinal e ruído</i>	62
4.3.2.1.	Contraste.....	62
4.3.2.3.	Relação sinal-ruído (SNR).....	66
4.3.2.4.	Relação contraste-ruído (CNR).....	67
5.	CONCLUSÕES.....	69
	REFERÊNCIAS.....	73

INDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 – Espectro eletromagnético	3
Figura 2.2 – Esquema duma ampola de raios X.....	4
Figura 2.3 – Mecanismos de interação de elétron com o ânodo	5
Figura 2.4 – Espectro de emissão de raios X a partir dum alvo de Tungsténio, numa ampola a operar a 100 kVp.	6
Figura 2.5 – Principais mecanismos de interação da radiação com a matéria	8
Figura 2.6 – Probabilidades de ocorrência de diferentes efeitos em função da energia do feixe e número atómico do meio.....	9
Figura 2.7 – Principais parâmetros da avaliação da dose	11
Figura 2.8 – 2 tríades de proteção radiológica.....	16
Figura 2.9 – Espectro de energia para 100 kVp, com 50, 100 e 150 mA*s.	21
Figura 2.10 – Espectro de energia para 100 kVp, com filtração adicional de 1,0, 2,0 e 3,0 mm de Al.	23
Figura 2.11 – Lei do Inverso do Quadrado da distância	24
Figura 2.12 – Representação esquemática dos sistemas DR diretos e indiretos	26
Figura 2.13 – Esquema ilustrativo do funcionamento dum sistema CR	28
Figura 2.14 – Fração de absorção do fóton pelo IP em função da energia.....	29
Figura 2.15 – Gama dinâmica dos sistemas digitais e analógicos	31
Figura 2.16 – Relação entre os diferentes parâmetros de qualidade de imagem	34
Figura 3.1 – Representação esquemática do fantoma CDRAD 2.0	40
Figura 3.2 – Configuração utilizada na determinação do FOV no ponto da CI	42
Figura 3.3 – Configuração utilizada na determinação de HVL	43
Figura 3.4 – Configuração utilizada na recolha de imagens do fantoma CDRAD	45
Figura 3.5 – Output do CDRAD <i>Analyser</i> com detalhes os detetados e curva IQFinv.....	47
Figura 3.6 – Esquema representativo da metodologia utilizada na seleção das ROI.	48
Figura 4.1 – Série de imagens obtidas com diferentes valores de dose	64
Figura 4.2 – Metodologia usada na seleção das ROI para a avaliação do ruído e SNR	65

INDICES DE GRÁFICOS

Gráfico 2.1 – Variação do coeficiente de atenuação linear (μ) em função da energia do feixe .	19
Gráfico 3.1 – Valores de tensão de ampola (kVp) e intensidade do feixe (mA*s) adotados na recolha de imagens	46
Gráfico 4.1 – Diferenças entre os valores medidos e expectáveis de DAP.....	49
Gráfico 4.2 – Diferenças entre os valores medidos e expectáveis de K_{ar}	50
Gráfico 4.3 – HVL em função da filtração adicional	51
Gráfico 4.4 – Efeito de kVp na K_{ar} para diferentes valores de mm de Cu	53
Gráfico 4.5 – Valores de K_{ar} e DAP para diferentes valores de mm de Cu	54
Gráfico 4.6 – Valores de K_{ar} em função de mA*s	55
Gráfico 4.7 – Variação de DEP em função de kVp.....	56
Gráfico 4.8 – Valores de K_{ar} em função da filtração adicional	57
Gráfico 4.9 – Valores percentuais de K_{ar} em função da filtração adicional	58
Gráfico 4.10 – Valores de IQFinv para diferentes valores de kVp e filtração adicional	59
Gráfico 4.11 – Valores de IQFinv para diferentes valores de DAP, em função da filtração adicional	60
Gráfico 4.12 – Valores médios de IQFinv para diferentes valores de kVp, em função da filtração adicional	61
Gráfico 4.13 – Valores de contraste para diferentes valores de kVp e filtração adicional.....	62
Gráfico 4.14 – Valores de contraste em função do DAP	63
Gráfico 4.15 – Valores do ruído em função do DAP	66
Gráfico 4.16 – Valores de SNR em função do DAP.....	67
Gráfico 4.17 – Valores de CNR para diferentes valores de DAP e filtração adicional	68

INDICES DE TABELAS

Tabela 3.1 – Valores dos parâmetros usados na caracterização dosimétrica	41
Tabela 3.2 – Valores de K_{ar} medidos para diferentes espessuras de Al de modo a determinar HVL.....	44
Tabela 3.3 – Valores dos parâmetros usados na recolha de imagens.....	45
Tabela 4.1 – HVL em função da filtração adicional.....	51
Tabela 4.2 – Equações para determinar K_{ar} a partir de kVp.....	53
Tabela 4.3 – Valores de contraste, CNR, SNR e ruído	64

LISTAGEM DE SIGLAS E ACRÓNIMOS

μ	Coeficiente de atenuação linear
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ADC	<i>Analog-to-digital converter</i>
Al	Alumínio
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ALARP	<i>As Low As Reasonably Practicable</i>
a-Se	Selênio amorfo
a-Si:H	Silício amorfo hidrogenado
mA*s	Produto Intensidade do feixe (mA) e tempo de exposição (s)
BSF	<i>Backscatter factor</i>
CAE	Controlo Automático da Exposição
CCD	<i>Charge-coupled device</i>
CI	Câmara de ionização
CNR	Contrast-to-noise ratio
CR	<i>Computed radiography</i>
CsI:TI	Iodeto de céσιο dopado com Tálio
Cu	Cobre
D	Dose absorvida
DAP	Produto dose-área
DEP	Dose à entrada da pele
DFP	Distância foco-paciente
DICOM	<i>Digital Imaging and COmmunication in Medicine</i>
DQE	<i>Detetive quantum efficiency</i>
DR	<i>Digital radiography</i>
E	Dose efetiva
Eu	Európio
eV	elétron-volt
FOV	<i>field of view</i>
Gd₂O₂S	Oxisulfeto de gadolínio
Gy	<i>Gray</i>
H	Dose equivalente
HVL	Espessura semi-redutora
Hz	<i>Hertz</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
IE	Índice de Exposição
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IP	<i>Image plate</i>
IQF	Image Quality Figure
J	<i>Joules</i>
K_{ar}	KERMA no ar
KERMA	<i>Kinetic Energy Released per MAss</i>
kVp	Tensão de ampola
mA	Intensidade do feixe
nm	Nanómetro
MTF	<i>Modulation transfer function</i>
NC	Nível de cinza
NPS	<i>Noise Power Spectrum</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication Systems</i>

PTM	Fotomultiplicador
QI	Qualidade de imagem
ROI	região de interesse
ROS	<i>Reactive Oxygen Species</i> – Espécies Reativas de Oxigénio
SA	Sistemas analógicos
SD	Sistemas digitais
SNR	Signal-to-noise ratio
Sv	<i>Sievert</i>
TE	Tempo de exposição
TF	Transformada de Fourier
TFT	<i>Thin-film transistor</i>
TLD	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i>
W	Tungsténio
Z	Número atómico

1. INTRODUÇÃO

1.1. MOTIVAÇÃO E JUSTIFICAÇÃO

A descoberta dos raios X foi, sem dúvida, um dos maiores impulsos para a melhoria da eficácia na prestação dos serviços de saúde. A capacidade de visualizar, de forma não invasiva, o interior do corpo humano facilitou consideravelmente a tarefa dos profissionais no diagnóstico de patologias.

A preocupação exclusiva com a qualidade de imagem (QI), sem a compreensão da forma como essas imagens são obtidas, faz com que a eficiência do uso da radiação X estivesse num patamar abaixo do desejado. Preocupa-se muito com os benefícios, mas, muitas vezes, os riscos são esquecidos. É necessário que os serviços de saúde adotem estratégias de otimização de forma a maximizar os benefícios e minimizar os riscos (dose ao paciente).^[1]

Em radiologia, a implementação de estratégias de otimização implica a compreensão daquilo que acontece desde o momento em que a ampola de raios X é ligada até à obtenção das imagens. Quando um técnico de radiologia adota um determinado valor de um parâmetro (kVp ou mA*s), é fundamental saber o seu significado e qual o impacto da sua variação em termos de dose e QI. Sem isso, qualquer estratégia de otimização estaria condenada ao fracasso.

No que diz respeito aos equipamentos que usam radiação, em 2011, o parque tecnológico português contava com mais de 3100 equipamentos, significando mais de 300 equipamentos por cada milhão de habitante.^[2] A nível mundial, os dados mostram que, ao longo do tempo, o recurso à radiação X tem sido cada vez mais frequente.^[3,4,5,6,] Além disso, a transição dos sistemas analógicos (baseados em películas) para os digitais é caracterizado como uma etapa de maior exposição do paciente,^[7] e, tendo em conta que essa etapa ainda não está concluída e que nos países menos desenvolvidos essa transição será mais lenta, a necessidade de adoção de estratégias de otimização torna-se cada vez mais necessária.

Tendo em conta essa necessidade de otimizar, de forma a tornar mais eficiente o uso da radiação X na saúde, com a realização deste trabalho pretende-se adquirir o *know how* necessário para, futuramente na vida profissional, ser aplicado na definição e implementação de tarefas de otimização.

Apesar deste trabalho consistir na avaliação objetiva da QI, e na prática médica ser muito mais preponderante a avaliação subjetiva (porque normalmente o diagnóstico é feito baseando na avaliação visual da imagens pelo profissional de saúde), os relatos de correlação entre esses dois tipos de avaliação (objetiva e subjetiva) ^[8-10] abonam a favor da realização de estudos deste tipo.

Espera-se que no final, seja possível responder à seguinte questão de investigação: *Qual é o efeito da variação kVp e mA*s, e do uso da filtração adicional na dose e QI?*

1.2. OBJETIVOS

Com a realização deste trabalho pretende-se compreender de que forma é que os parâmetros técnicos, como o kVp e mA*s, influenciam a dose e a QI. O efeito da filtração adicional também será avaliada para que, no final, se possa chegar a uma conclusão quanto às mais valias do seu uso.

Em suma, os objetivos deste trabalho resumem-se no seguinte:

- I. Caraterizar dosimetricamente o equipamento;
 - a. Avaliar a exatidão da câmara de ionização (CI) e medidor de DAP;
 - b. Determinar a espessura semi-redutora (HVL);
- II. Avaliar a QI:
 - a. Avaliar automaticamente a QI pelo IQF;
 - b. Calcular o contraste, ruído, SNR, e CNR.
- III. Medir KERMA no ar (K_{ar}) e DAP;
- IV. Avaliar o efeito da variação de kVp, mA*s e filtração adicional na dose e na QI.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Produção de radiação X

A descoberta da radiação X deve-se às experiências do físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923). Em 1895, usando o Tubo de Crookes, Roentgen estudava o fenômeno de luminescência, e notou que, mesmo cobrindo o tubo com material opaco, os raios catódicos atravessavam o material e causava brilho num ecrã coberto por uma emulsão de bário que estava na direção dos raios. Posteriormente ele irradiou a mão da sua esposa, e obteve a imagem que ficou conhecida com a “primeira radiografia”. A designação de “raios X” deve-se ao desconhecimento da natureza desses raios no seio da comunidade científica na época.

Os raios X são muito energéticos, apresentando frequência alta e baixo comprimento de onda comparativamente à gama visível (Figura 2.1).

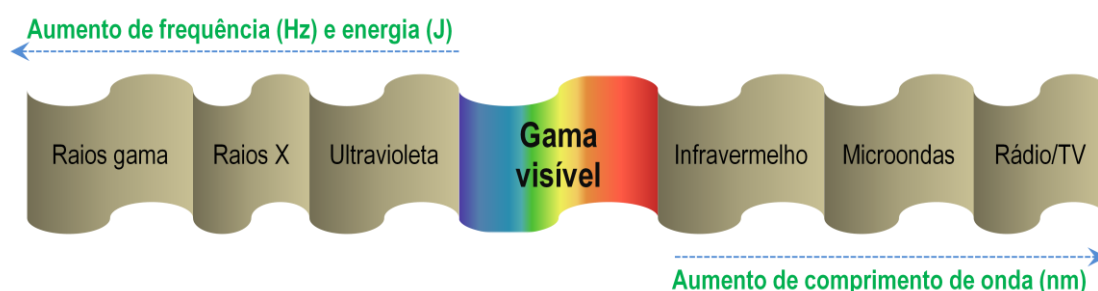


Figura 2.1 – Espectro eletromagnético

Os raios X são produzidos num invólucro denominado de “ampola de raios X” (Figura 2.2). Essa ampola consiste num invólucro de vidro ou metal em vácuo, contendo duas extremidades: o cátodo (carregado negativamente) e o ânodo (carregado positivamente), separados por uma distância de 1 a 2 cm.

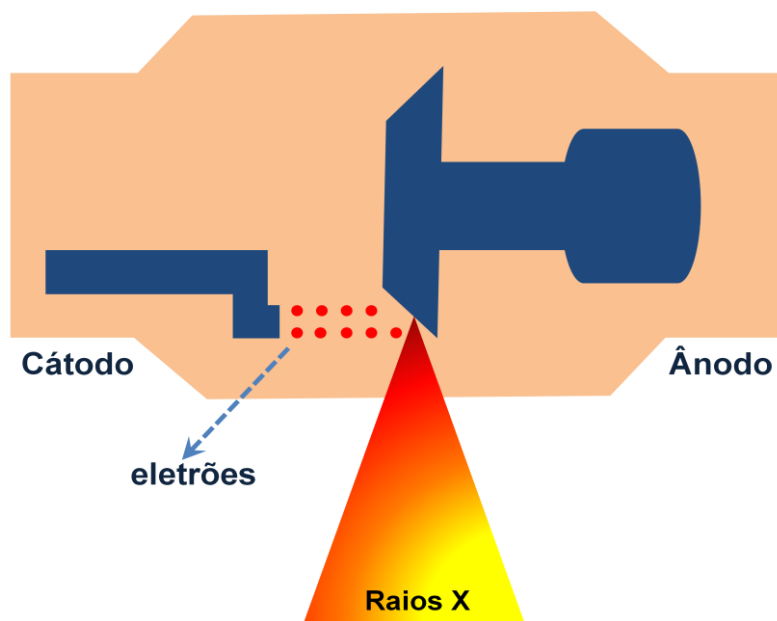


Figura 2.2 – Esquema duma ampola de raios X

Os elétrons, produzidos através do efeito termiônico, são emitidos a partir do aquecimento do cátodo, sendo essa a razão pela qual são vulgarmente denominados de “raios catódicos”. Na presença de uma elevada diferença de potencial entre o cátodo e o ânodo, esses elétrons são acelerados em direção ao ânodo e os raios X surgem devido à interação entre os elétrons e os átomos do ânodo (normalmente feito de Tungstênio (W)). O W apresenta um ponto de fusão na ordem dos 3422 °C. ^[11] O elevado número atômico ($Z = 74$) do W, aliado ao seu movimento rotativo, além de aumentar a probabilidade de interação do elétron incidente com o W, permite uma melhor distribuição do calor.

Quando os elétrons interagem com o ânodo, vários cenários podem acontecer (Figura 2.3).

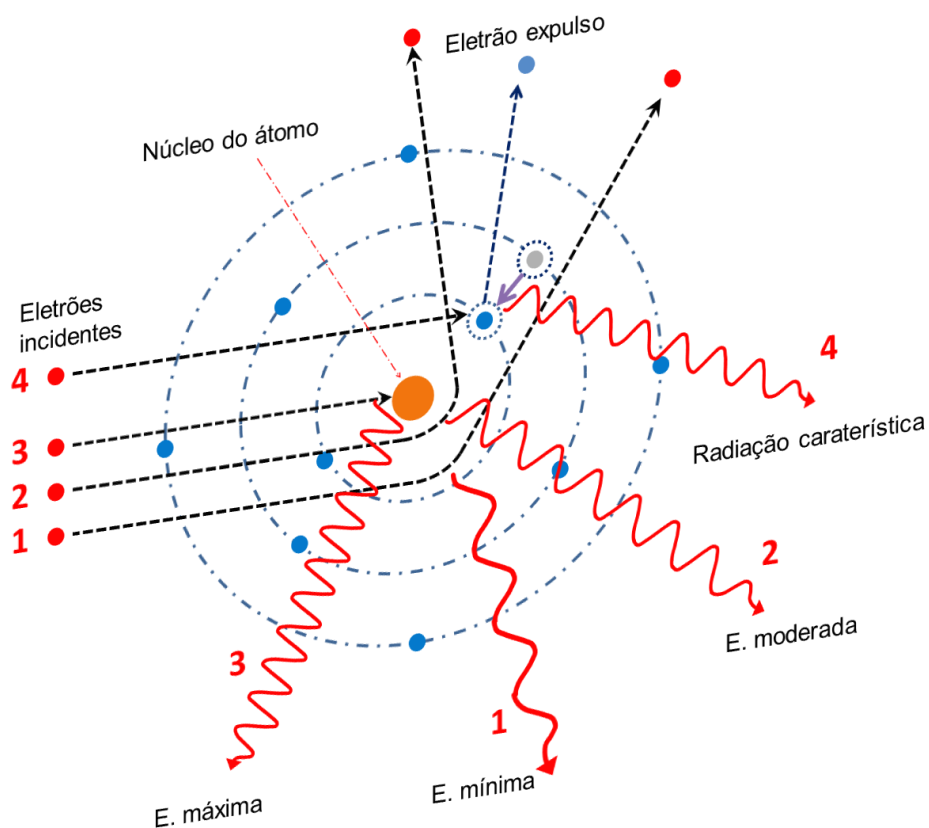


Figura 2.3 – Mecanismos de interação de elétron com o ânodo (modificado de [11])

Quando o elétron incidente interage com o núcleo do átomo de W (fenómeno 1, 2 e 3 da Figura 2.3), essa interação faz com que esse elétron seja “travado” e a radiação resultante é denominada de “radiação de travagem” ou *bremsstrahlung*. A energia da radiação *bremsstrahlung* é dependente da proximidade de interação do elétron incidente com o núcleo do átomo do alvo. Quanto mais próximo for a interação, maior será a energia da radiação resultante.

A interação do elétron incidente com um elétron da nuvem eletrônica do W (fenómeno 4 da Figura 2.3) resulta na “expulsão” desse elétron orbital, cuja sua lacuna será preenchida por um elétron vindo de outra camada. Esse preenchimento da lacuna é acompanhado pela emissão de uma radiação denominada de “radiação característica”. A energia desta radiação será igual à diferença entre as energias das duas camadas. Como as energias das camadas diferem de elemento para elemento, a energia da radiação emitida é diferente entre elementos, sendo essa a razão pela qual é assim denominada. A ocorrência deste cenário nem sempre resulta na produção de radiação

característica. Muitas vezes ocorre a expulsão dum outro elétron da camada eletrónica, sendo esse elétron denominado de “elétron de Auger”. [12]

A probabilidade de interação do elétron incidente com o núcleo é baixa, pelo que o espectro de energias da radiação é constituído maioritariamente por fótons de baixa energia (Figura 2.4). A energia máxima dos fótons é determinada pelo kVp aplicado na ampola, e poucos fótons terão essa energia devido à reduzida probabilidade de ocorrência do cenário 3.

Os componentes da ampola causam o endurecimento do feixe ao atenuarem os fótons de baixa energia, fenómeno denominado de “filtração inerente” (Figura 2.4). A magnitude dessa filtração depende das características desses componentes, nomeadamente, a espessura. [13]

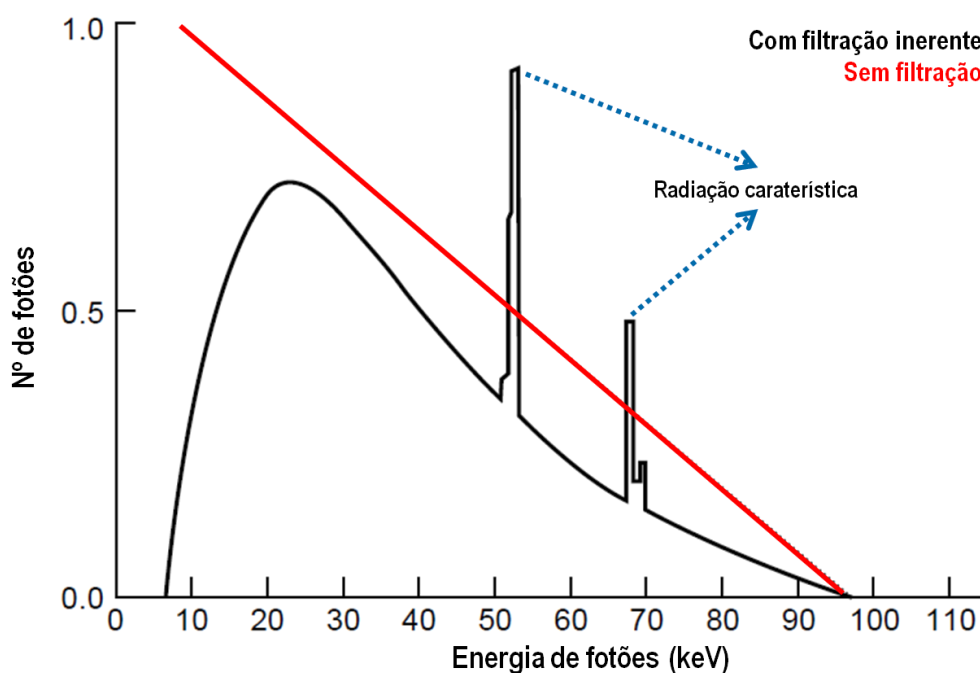


Figura 2.4 – Espectro de emissão de raios X a partir dum alvo de Tungsténio, numa ampola a operar a 100 kVp.

Na Figura 2.4, o Gráfico vermelho representa o espectro teórico da radiação *bremsstrahlung*, enquanto que o negro representa o espectro “real” depois da filtração inerente.

A energia efetiva (EE) média dos fótons (em keV) ronda os 50% ou 60% de kVp, dependendo da filtração utilizada. A energia cinética dos elétrons que saem do

cátodo, e conseqüentemente, a energia dos fótons do feixe é determinada pelo kVp, sendo a quantidade determinada principalmente pelo mA*s. ^[13,14]

A produção de raios X é um processo muito pouco eficiente. Isto porque, quando o elétron interage com o ânodo, a maior parte da energia cinética deles é convertida em energia térmica, causando o aquecimento do alvo. Por esta razão, torna-se importante que o alvo tenha um ponto de fusão elevado. Somente cerca de 1% da energia cinética do elétron é convertida em radiação. ^[13]

2.2. Interação da radiação com a matéria

O feixe de raios X, no seu percurso foco-detetor, é absorvido pelo meio, fazendo com que a sua intensidade medida antes e depois de atravessar meio seja diferente. A magnitude dessa diferença é determinada não só pela espessura do meio, mas também pela capacidade desse meio em remover fótons do feixe, quantificada através do coeficiente de atenuação (μ (cm⁻¹)).

O coeficiente de atenuação representa a “resistência quântica” do meio e expressa a quantidade de fótons removidos do feixe por distância atravessada (cm). Se $\mu = 0,020$ cm⁻¹, significa que, para um feixe monocromático incidente com 500 fótons, por cada cm de espessura atravessada, são removidos 10 fótons.

Sendo I_i e I_f as intensidades do feixe, respectivamente, à entrada e à saída duma estrutura homogênea com espessura x , essas duas grandezas podem ser relacionadas pela lei de *Beer-Lambert* (equação 2.1).

$$I_f = I_i \cdot e^{-x \cdot \mu} \quad (\text{equação 2.1})$$

A equação 2.1 traduz que a redução da intensidade é tanto maior quanto maior for a espessura e o coeficiente de atenuação da estrutura. Isso acontece devido aos mecanismos de interação da radiação com a matéria, sendo os principais agrupados em quatro categorias: Efeito fotoelétrico, Efeito Compton, Produção de Pares e Dispersão de Rayleigh, ^[15,16] ilustrados na Figura 2.5.

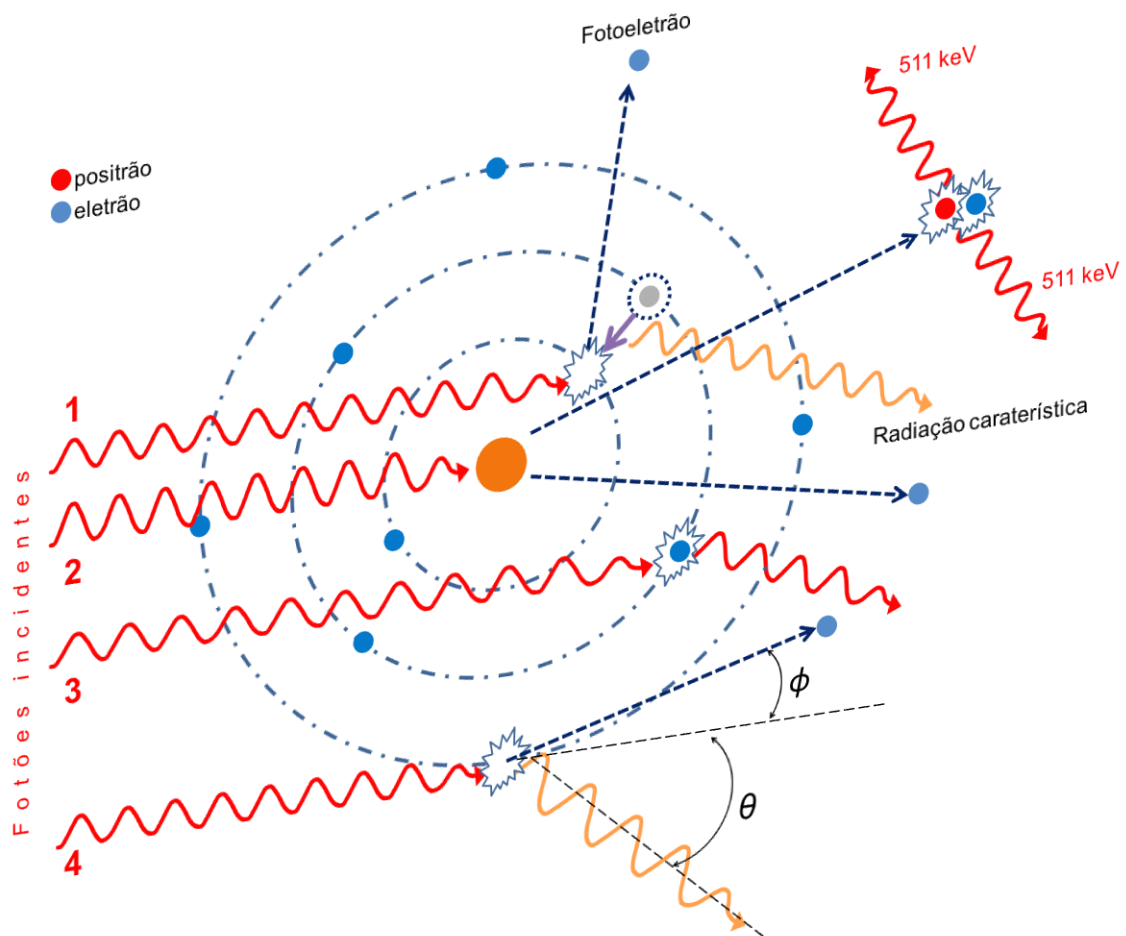


Figura 2.5 – Principais mecanismos de interação da radiação com a matéria

Efeito fotoelétrico e o Efeito Compton têm muita relevância em radiologia, pelo que serão abordados de seguida.

2.2.1. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton incidente interage com um elétron do átomo da estrutura alvo, transferindo-lhe toda a sua energia e causando a sua ejeção da órbita. A energia do elétron ejetado (E_{ej}) é igual à diferença entre a energia do fóton incidente (E_i) e a de ligação do elétron ao átomo (E_a) (evento 1 da Figura 2.5). Para que esse fenómeno ocorra, E_i nunca pode ser menor que E_a .

A lacuna deixada pelo elétron expulso (fotoelétron) é preenchida por um elétron de uma camada de menor energia, sendo a diferença de energia entre as camadas emitida sob a forma de radiação característica ou elétron de *Auger*.^[15,17,18]

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é dependente do número atômico do alvo (Z) e da E_i , conforme ilustra a Figura 2.6.

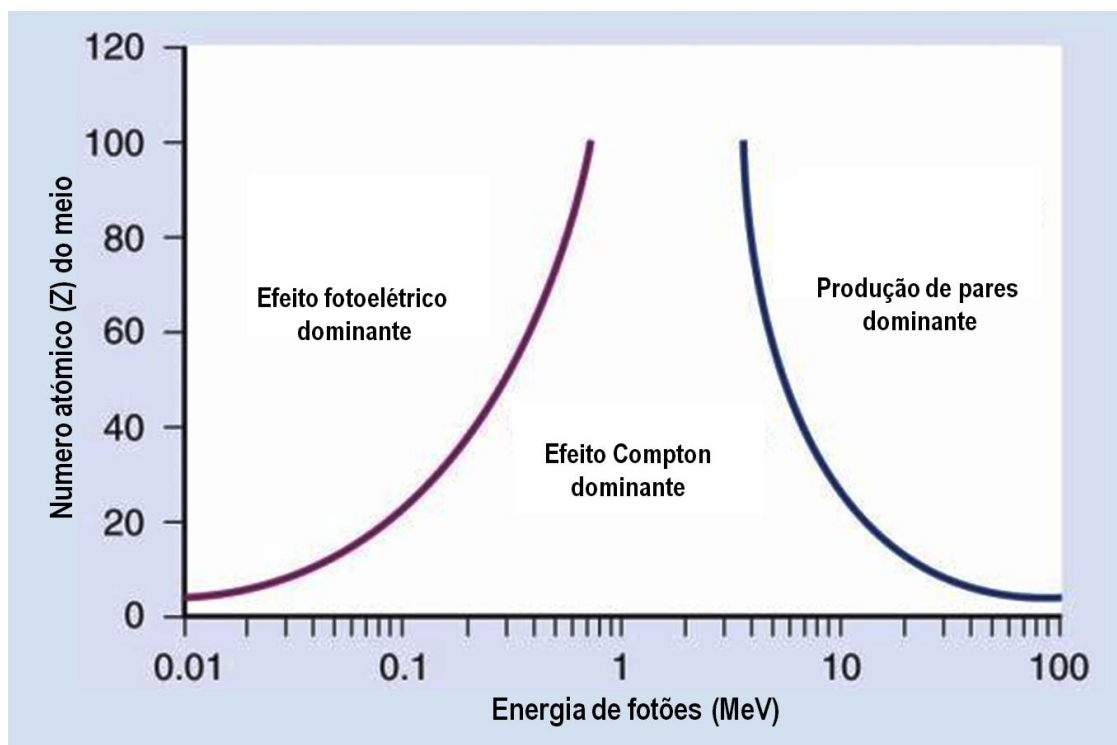


Figura 2.6 – Probabilidades de ocorrência de diferentes efeitos em função da energia do feixe e número atômico do meio (modificado de [13])

Quanto mais fótons interagirem com o meio através do efeito fotoelétrico, mais contrastada será a imagem.

2.2.2. Efeito Compton

O Efeito Compton é um tipo de interação inelástica (diferença de energia antes e depois da interação) onde, devido ao facto de E_i ser muito maior que E_a , ocorre a transferência parcial de energia a um elétron orbital, causando a sua ejeção com energia E_{ej} num ângulo ϕ relativamente à trajetória do fóton incidente. O fóton prossegue o seu movimento, agora com energia E_{fd} ($E_{fd} = E_i - E_{ej}$), num ângulo θ

relativamente à sua trajetória incidente (evento 4 da Figura 2.5). Tanto ϕ como θ diminuem com o aumento da E_i .^[13]

O Efeito Compton é predominante na gama de energia usada em radiologia. Por exemplo, entre os 80 e 110 keV, a probabilidade desse efeito ocorrer é superior a 90%,^[18] sendo essa probabilidade pouco afetada pela variação da energia.^[15,17]

A dependência de atenuação do feixe devido ao efeito Compton com o Z é fraca, sendo essa dependência maior com a densidade eletrônica do meio. Como a densidade eletrônica é relativamente constante entre tecidos diferentes, a probabilidade de absorção dos fótons através deste efeito é idêntica para tecidos diferentes. Isto faz com que o contraste da imagem entre duas estruturas similares (por exemplo, músculos, tendões e ligamentos) seja idêntico ao de duas estruturas distintas (por exemplo, músculo e osso).^[13]

2.3. Avaliação da dose de radiação X: conceitos importantes

A radiação ionizante não só tem efeitos profícuos como também nocivos, e sobre isso há um consenso quase generalizado. Prova disso é o seu uso em valências médicas, como a radioterapia, onde o objetivo é aproveitar essa nocividade no tratamento de patologias do foro oncológico.

A abordagem dos efeitos da exposição à radiação é feita sempre tendo como pano de fundo que os fótons de raios X são energéticos e, quando interagem com o paciente, libertam toda a sua energia, ou parte dela, na massa corporal, causando efeitos muitas vezes indesejados. A quantificação desses efeitos é feita recorrendo à uma grandeza dosimétrica fulcral que é a Dose.

As grandezas como Dose Absorvida (D), Dose Equivalente (H_T), Dose Efetiva (E), Dose à entrada da pele (DEP), Produto Dose-Área (DAP), KERMA e Índice de Exposição (IE) são fundamentais tanto na caracterização do equipamento como da energia depositada na massa corporal do paciente (Figura 2.7).

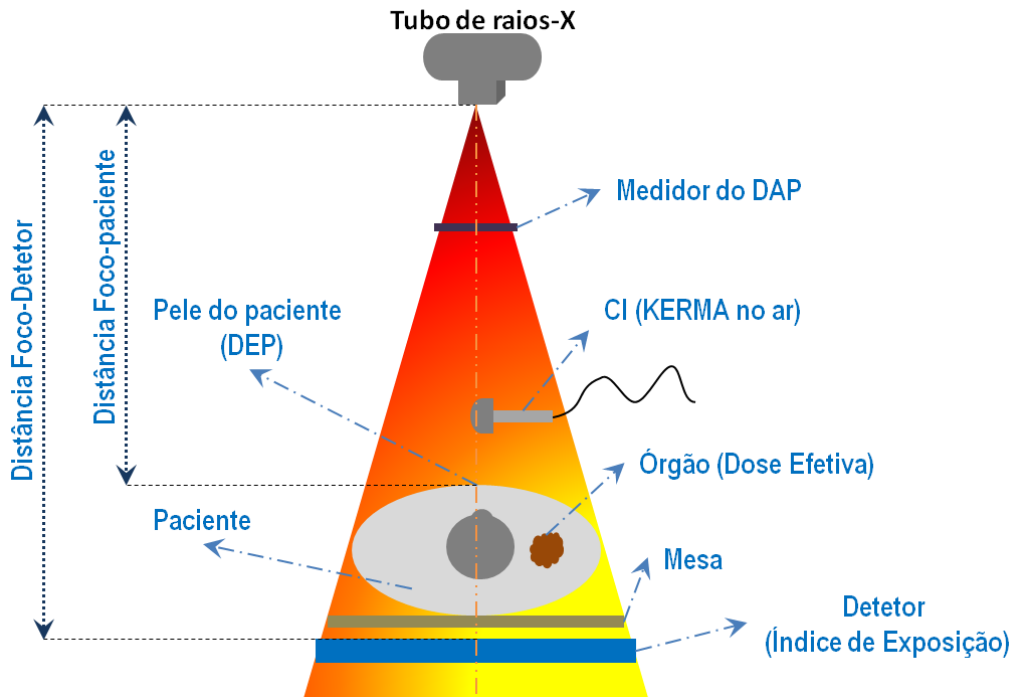


Figura 2.7 – Principais parâmetros da avaliação da dose (modificado de [19])

De seguida, será feita uma breve descrição dessas grandezas.

2.3.1. Dose Absorvida (D)

Como referido anteriormente, os fótons energéticos transferem a sua energia para a massa corporal do paciente. Dessa energia transferida, uma parte é absorvida pelos órgãos, ficando ali depositada. Essa fração de energia absorvida é caracterizada pela grandeza Dose Absorvida (D) (equação 2.2).^[19,20]

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{equação 2.2})$$

Assim, a D representa a quantidade de energia, ϵ , absorvida por unidade de massa m do órgão. D é expressa em $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ou gray (Gy).

2.3.2. Dose Equivalente (H)

A Dose Equivalente (H) parte do pressuposto de que o nível de perigosidade varia consoante o tipo de radiação. Por exemplo, se tivermos uma colónia de células, e se esta for irradiada por um feixe de neutrões, a quantidade de células sobreviventes será muito menor do que se fosse irradiada com raios X. Essa diferença é descrita através da Eficiência Biológica Relativa (EBR).^[21]

A publicação mais recente da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) define os fatores de ponderação da radiação (W_R) como forma de quantificar a perigosidade dos diferentes tipos de radiação,^[22] podendo H no órgão ou tecido T (H_T) ser calculada recorrendo a equação 2.3.

$$H_T = W_R \cdot D_{R,T} \quad (\text{equação 2.3})$$

$D_{R,T}$ representa a D da radiação R no tecido T. H é expressa em *joules por quilograma* ($J \cdot kg^{-1}$), mas normalmente utiliza-se o *sievert* (Sv).

2.3.3. Dose Efetiva (E)

O efeito, no ser vivo, causado pela exposição do órgão ou tecido não depende só do tipo de radiação mas também da forma como esse órgão ou tecido reage a essa exposição. A *ICRP* quantifica essa diferença de radiosensibilidade recorrendo a fatores de ponderação tecidual (W_T),^[22] permitindo que a Dose Efetiva (E) no paciente, devido a exposição de n órgãos, seja calculada através da equação 2.4.^[19]

$$E = \sum_{T=1}^n W_R \cdot D_T \cdot W_T \Leftrightarrow E = \sum_{T=1}^n H_T \cdot W_T \quad (\text{equação 2.4})$$

Em que T representa o órgão ou tecido exposto, sendo $\sum_{T=1}^n W_T = 1$. Tal como a H_T , a E é expressa em *sievert* (Sv).

Tanto os valores de W_R como os de W_T têm sido atualizados pela ICRP.^[23,24]

2.3.4. KERMA no ar (K_{ar})

O termo KERMA significa *Kinetic Energy Released in the MA*ss, ou seja, é a energia cinética libertada na massa do meio. [19]

KERMA no ar (K_{ar}) é o quociente entre dE_{tr} e dm , onde E_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas (por exemplo, prótons e elétrons) que são libertadas da massa m do ar por partículas incidentes não carregadas (por exemplo, fótons e neutrões). [20] Assim, K_{ar} pode ser obtido através da equação 2.5.

$$K_{ar} = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{equação 2.5})$$

K_{ar} é expressa em $J \cdot kg^{-1}$ ou *gray* (Gy).

2.3.5. Produto Área-Dose (DAP)

O Produto Área-Dose (DAP) é uma das grandezas utilizadas para caracterizar a exposição do paciente e, como o próprio nome indica, representa o produto da dose (por exemplo, K_{ar}) pela área irradiada no plano perpendicular ao feixe de raios X. [25,26]

O DAP é expresso em $Gy \cdot cm^2$ e, deste modo, fornece não só informação da dose mas também da área da superfície irradiada. Uma dose de 4 Gy distribuída numa área de 5 cm x 5 cm, resulta num valor de DAP = 100 $Gy \cdot cm^2$.

O DAP é uma medida *free-in-air*, ou seja, não é medido à superfície da pele. Deste modo, o valor de DAP não inclui a radiação retrodispersada quantificada pelo factor da retrodispersão (*backscatter factor* – BSF) (descrito de seguida).

O valor do DAP é independente da distância ao foco. Isto porque, quando o feixe sai da fonte, os fótons, apesar de propagarem em linha reta, divergentem-se à medida que se afastam da fonte. Isto faz com que a área irradiada seja maior e a dose seja menor, pelo facto de a quantidade de fótons incidentes por unidade de área (fótons $\cdot cm^{-2}$) ser menor. [27]

2.3.6. Dose à Entrada da Pele (DEP)

A Dose à Entrada da Pele (DEP) é a dose acumulada na superfície da pele do paciente, medida no eixo central do feixe. É a quantificação dos fótons com energia insuficiente para atravessar o paciente e que ficam depositados à entrada da pele. DEP inclui o efeito da retrodispersão, caracterizado através do factor da retrodispersão (BSF).

A DEP pode ser avaliada de forma direta ou indireta.^[28] A avaliação direta recorre a dosímetros específicos, como por exemplo os TLD (*Thermoluminescent Dosimeter*), e a indireta é feita a partir de parâmetros de exposição (kVp, mA*s).^[28,29]

Conhecendo o DAP e a área irradiada (A) na pele do paciente, a DEP pode ser determinada pela equação 2.6.^[30]

$$DEP = \frac{DAP}{A} \cdot BSF \quad (\text{equação 2.6})$$

BSF (*backscatter factor*), representa a radiação retrodispersada depois de interagir com a pele do paciente. Varia entre 1,29 e 1,43, dependendo da filtração, da área irradiada (FOV) e a espessura do paciente ou fantoma.^[29,31] Também pode ser determinada conhecendo a dose à superfície do fantoma e a dose no ar na ausência do fantoma.^[32] Para $BSF = 1,43$, significa que a DEP é 43% superior ao K_{ar} .

2.4. Efeitos biológicos das radiações

Os ganhos que a área médica, e não só, teve após a descoberta dos raios X são inquestionáveis. Porém, o uso das radiações não trás só benefícios mas também alguns efeitos adversos cuja compreensão é a chave para a maximização da eficiência do seu uso.

Os efeitos biológicos das radiações estão divididos em duas categorias principais: os efeitos estocásticos e os determinísticos. Os estocásticos estão relacionados com a probabilidade crescente do surgimento dum determinado efeito à medida que a dose aumenta, não existindo um *threshold* para a dose. Os efeitos determinísticos, muito mais do que a probabilidade, estão relacionados com a

severidade crescente dum determinado efeito à medida que a dose aumenta, existindo neste caso um *threshold*.^[33,34]

Os efeitos estocásticos estão relacionados com baixas doses e sobre isso não têm havido consenso. Vários modelos de riscos têm sido apresentados,^[35,36] sendo todos eles com interpretações válidas passíveis de serem feitas.

A radiação pode interagir diretamente com as biomoléculas (por exemplo, DNA), ou, indiretamente, através da radiólise da molécula da água presente no organismo. A interação indireta origina o surgimento de espécies reativas de oxigénio (ROS) cuja interação com a célula é letal.^[37,38,39]

Os ácidos nucleicos (DNA e RNA) também são afetados pela radiação. Maior atenção tem sido dispensada ao DNA pelo facto de estar ligado ao surgimento de efeitos somáticos (no indivíduo diretamente exposto) e genéticos (nos descendentes).

Do ponto de vista somático a radiação ionizante pode impedir a síntese proteica, e deste modo, pode originar surgimento de tumores. Do ponto de vista genético, a radiação ionizante pode desencadear mutações através da alteração das bases dos ácidos nucleicos. Mesmo depois do surgimento do tumor, a radiação pode agravar a sua malignidade. Investigadores relatam a capacidade de certas doses da radiação em promover angiogénese e deslocamento de células.^[40] Isto faz com que a possibilidade da radiação aumentar a massa tumoral e causar metástases ganhe relevo.

A sobrevivência da célula depende da capacidade de reparar danos. Se o dano não for corretamente corrigido a célula morre. Mas o dano pode não ser corretamente corrigido e a célula sobrevive. Se conseguir reproduzir, pode transferir esse dano às células filhas e as filhas podem morrer. Muitas vezes a célula sobrevive sem reparação do dano. Neste caso diz-se que há uma mutação, que pode ser perpetuada se for transmitida às células filhas.^[41]

Queda de cabelo e queimaduras na pele são relatadas como resultado da exposição excessiva à radiação,^[42-44] além de outros efeitos são relatados a partir de dados epidemiológicos.^[45,46]

2.5. Controlo da exposição e proteção radiológica

Na radiologia diagnóstica, o objetivo principal é diagnosticar patologias recorrendo ao uso das radiações. Porém, é fundamental ter sempre em mente que esse objetivo não tem que ser alcançado a todo o custo, uma vez que a proteção do

paciente tem que ser sempre tida em conta. Sabendo dos riscos associados ao uso das radiações, a aplicação do princípio ALARP (*As Low As Reasonably Practicable*) tem que ser sempre considerada de forma a minimizar esses riscos relativamente aos benefícios, e é fundamental que haja uma comunicação e explicação inteligível desses riscos e benefícios. [47]

O objetivo principal de todos os mecanismos de proteção radiológica é evitar o surgimento de efeitos determinísticos e minimizar os efeitos estocásticos. [33]

Todas as ações de proteção têm que ser desenvolvidas levando sempre em consideração os princípios básicos de proteção radiológica, sendo esses dois conceitos (princípios e ações) relacionados através das “2 tríades de proteção radiológica” [48] (Figura 2.8).



Figura 2.8 – 2 tríades de proteção radiológica (adaptado de [48])

As ações desenvolvidas devem-se objetivar pela redução do tempo de exposição e o aumento da distância. Se essas duas ações se revelarem insuficientes, deve-se optar pela proteção recorrendo, por exemplo, a aventais, colares, luvas, blindagem das paredes, etc.

2.5.1. Princípios de proteção radiológica

As metodologias de proteção assentam-se em três princípios fundamentais: o princípio da justificação, da otimização e da limitação da dose. [22,49]

2.5.1.1. Princípio da justificação

A justificação é o processo de ponderação dos benefícios relativamente aos riscos decorrentes da exposição à radiação. ^[50,51]

De acordo com o princípio da justificação, o recurso à radiação só deve ser equacionado na ausência de alternativas exequíveis ou quando estas alternativas existem mas põem em causa o objetivo do diagnóstico. Todas as intervenções devem ser devidamente justificadas, e os benefícios devem ser maiores que os riscos. Por exemplo, se for possível diagnosticar uma patologia recorrendo à ultrassonografia, esta deve ser a opção em detrimento dos raios X.

A legislação portuguesa estipula que “*nenhuma pessoa pode ser submetida a uma exposição radiológica ...a não ser que a mesma tenha sido justificada...*” ^[52]

2.5.1.2. Princípio da otimização

Em radiologia, a otimização significa obter imagens com atributos que proporcionam uma boa qualidade diagnóstica, com menor exposição possível do paciente. ^[53]

O princípio da otimização baseia-se no princípio ALARA (*as low as reasonably achievable*), e aconselha manter a magnitude da exposição e o número de pessoas expostas tão baixa quanto razoavelmente possível, de forma a evitar exposições desnecessárias, levando em consideração fatores económicos e sociais.

A otimização requer não só a adoção de boas práticas mas também bom senso na sua implementação, e uma prática é considerada “otimizada” se proporcionar um nível de segurança elevado e razoavelmente alcançável durante todo o tempo de vida da instalação, sem limitar indevidamente a sua utilização. ^[51]

A República Portuguesa decreta que “*O médico responsável pela exposição radiológica e o técnico que a executa devem assegurar-se de que todas as doses...são mantidas a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível...*” ^[52]

2.5.1.3. Princípio da limitação da dose

O princípio da limitação da dose estipula que todas as estratégias de redução da exposição devem ser desenvolvidas de modo que a acumulação das doses não exceda o limite estipulado.

A República Portuguesa estipula os limites de dose tanto para o público como para os trabalhadores.^[54]

No tratamento e diagnóstico, uma vez que os procedimentos têm que ser justificados, não há um limite definido de dose para os doentes. A dose a aplicar é dependente do objetivo da intervenção.

2.5.2. Metodologias de proteção

2.5.2.1. Colimação do feixe

A colimação do feixe de raios X é uma das formas de controlar a exposição do paciente. O colimador permite direcionar o feixe para a estrutura anatómica de interesse e controlar o *field of view* (FOV), evitando a exposição de outras estruturas anatómicas (que não são alvos da exposição). É importante não esquecer que a colimação excessiva pode impedir a irradiação, e consequentemente a obtenção de imagens, de certas estruturas de interesse.

A colimação do feixe permite ainda melhorar a QI. Com a redução do FOV, a fração da radiação secundária relativamente à primária (S/P) é menor. Quanto menor for essa fração mais contrastada será a imagem. Duplicando a fração S/P, o contraste diminui para metade. A radiação dispersa faz com que o nível de cinza (NC) da imagem não seja real. Dois raios que são atenuados em posições diferentes podem ser detetados na mesma posição do detetor, quando essa deteção deveria acontecer em posições distintas. Isto resulta num valor de NC que não corresponde à atenuação causada pelo objeto localizado acima do ponto de deteção.^[12]

2.5.2.2. Seleção de parâmetros técnicos

2.5.2.2.1. Tensão da ampola (kVp)

A tensão da ampola (kVp) é um dos parâmetros selecionáveis pelo técnico de radiologia, e influencia muito, tanto a dose como a QI. Em radiologia, a adoção dum valor elevado de kVp significa menor dose (DEP e DE) para o paciente. Mas isso não é puramente verdade. Maior kVp significa mais dose para o paciente. É verdade que o feixe torna-se mais penetrante e o valor percentual de energia que fica depositada no paciente pode ser menor, mas o valor absoluto é maior.

O contraste da imagem também é afetado pelo kVp. Um valor alto de kVp resulta numa imagem menos contrastada. Isto acontece porque o contraste está relacionado com a diferença dos NC entre estruturas adjacentes.

O NC é determinado pela fluência de fotões (F). Alto NC significa baixa F (por essa razão, numa radiografia, a região dos ossos apresenta um NC maior que a dos músculos). A F, por sua vez, é influenciada pelo coeficiente de atenuação linear (μ) da estrutura (lei de *Beer-Lambert*). O μ dum estrutura diminui à medida que o valor de kVp aumenta (Gráfico 2.1).

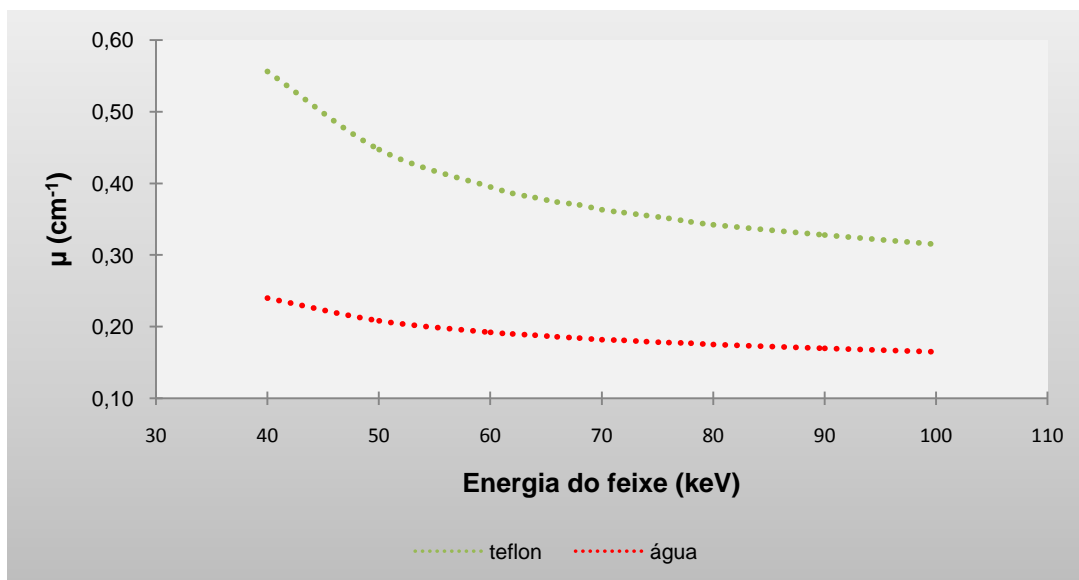


Gráfico 2.1 – Variação do coeficiente de atenuação linear (μ) em função da energia do feixe (dados de [55])

A diferença de μ entre de duas estruturas tende a diminuir quando o kVp aumenta (Gráfico 2.1). Isto faz com que a diferença de F atrás dessas estruturas seja

menor e, conseqüentemente, a diferença de NC, na radiografia, também será menor. Menor diferença de NC entre duas estruturas adjacentes significa uma imagem menos contrastada.

O baixo contraste poderá ser explicado pelo aumento da radiação dispersa que chega ao detetor quando aumenta o kVp, devido a dominância do efeito Compton, e pode ser minorado recorrendo às grelhas antidifusoras ou “*air gap*”.^[12]

2.5.2.2.2. Intensidade do feixe (mA) e tempo de exposição (s)

A intensidade do feixe (mA) é determinada pela intensidade da corrente da ampola, expressa em *miliampères*. mA representa o “caudal quântico” do cátodo. Está relacionada com o débito de eletrões do cátodo (eletrões por segundo ($e \cdot s^{-1}$)), e conseqüentemente, com a quantidade de radiação emitida pelo ânodo e que chega ao paciente.

Um outro fator que influencia a dose no paciente é o tempo de exposição (TE), expresso em segundos (s). Este parâmetro indica o tempo da irradiação ou exposição do paciente. A dose é diretamente proporcional ao TE.

No que se refere ao controlo ocupacional da exposição (presença de pessoas em zonas expostas), quando se faz a medição da dose, obtém-se uma grandeza denominada “Débito de Dose (DD)”, expressa em $Sv \cdot h^{-1}$. O valor de dose a que a pessoa esteve exposta é calculada pelo produto entre o TE e DD (equação 2.7).

$$Dose = DD \cdot TE \quad \text{(equação 2.7)}$$

O produto entre intensidade do feixe (mA) e TE (s), origina o $mA \cdot s$, que determina a quantidade de eletrões emitidos pelo cátodo durante o TE. $mA \cdot s$ representa a quantidade de eletrões que saem do cátodo ($eletrões \cdot s^{-1} \cdot s = eletrões$) e, conseqüentemente, a quantidade de fotões emitidos pelo ânodo e que chegam ao paciente (Figura 2.9). Portanto, mais $mA \cdot s$ significa maior exposição do paciente.

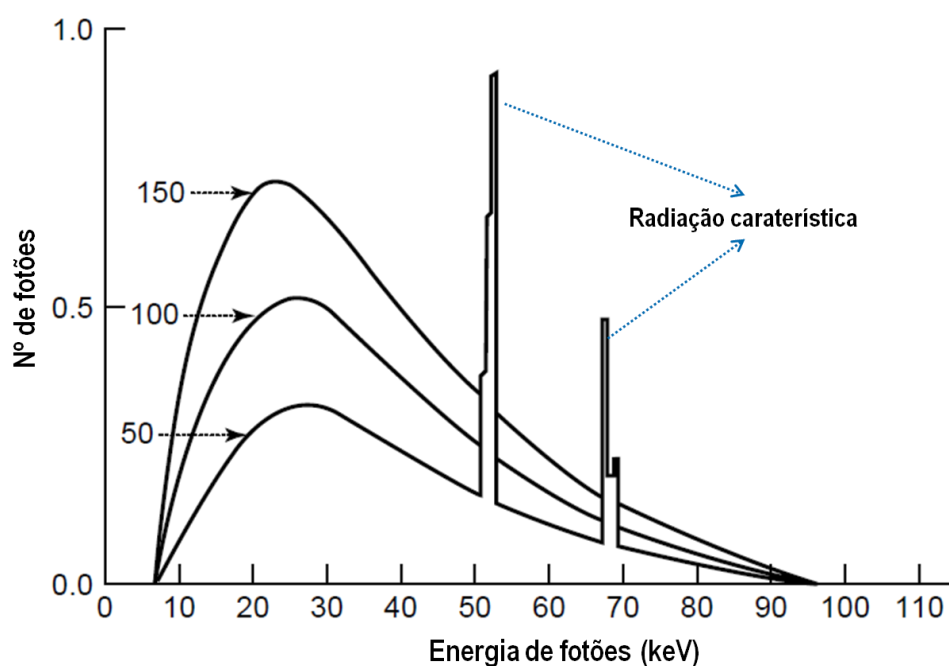


Figura 2.9 – Espectro de energia para 100 kVp, com 50, 100 e 150 mA*s.
(modificado de [13])

Se o operador optar por um valor de $mA*s = 8.0$ e uma intensidade do feixe de 100 mA, o valor de TE tem que ser de 0.08 s (80 ms). Se optar por um valor de 40 ms, o valor de intensidade de corrente terá de ser 200 mA. Portanto, a adoção dum TE curto é uma estratégia que permite expor menos o paciente.

O TE também influi na QI. Numa radiografia, o movimento do paciente afeta, pela negativa, a QI. O efeito desse movimento (artefactos de movimento) pode ser minimizado optando por um TE baixo (por exemplo, a apneia é mais facilmente conseguida com TE baixo).

2.5.2.3. Controlo Automático da Exposição (CAE)

O Controlo Automático da Exposição (CAE) é uma das formas de controlar a exposição do paciente, uma vez que permite o controlo da exposição pelo operador e pelo equipamento. Em alguns sistemas, o CAE só permite controlar o TE. Controla-se o $mA*s$ através da escolha adequada do TE pelo sistema. A seleção de mA é feita pelo operador, assim como o kVp.

Sistemas baseados em CAE consistem em câmaras de ionização (CI) situados entre o paciente e o detetor. Normalmente estes sistemas incorporam três CI, mas há casos em que incorporam cinco. ^[56]

O sistema é desligado de forma automática, através do acionamento de um temporizador, quando o detetor for suficientemente exposto. O TE é dependente da quantidade de radiação que chega ao detetor, fazendo com que, em certos casos, o sistema seja desligado sem a exposição adequada do paciente.

O recurso ao CAE permite evitar exposições desnecessárias do paciente, mas há situações de exposição excessiva sem a correspondente exposição do detetor. Estas situações acontecem, por exemplo, se o paciente for portador de dispositivos protéticos, que causam atenuação excessiva do feixe, impedindo a sua chegada ao detetor, fazendo com que o sistema seja desligado tardiamente. Para evitar essas situações, é selecionado um *backup time* que permite desligar o sistema, quando o TE for muito maior que o normal. A legislação portuguesa estipula que “...o tempo de exposição para uma exposição simples deve ser limitado a 6 s”. ^[52] Situações de subexposição ocorrem quando são radiografadas estruturas pequenas (por exemplo, em pediatria) que não cobrem o detetor do CAE. Nestes casos o sistema desliga de forma prematura porque há fotões que chegam ao detetor sem atravessar de forma adequada a estrutura devido à sua dimensão reduzida. Por isso, é fundamental o posicionamento adequado do paciente e a calibração do sistema de CAE, minimizando desta forma o ruído quântico causado pela subexposição. ^[56]

2.5.2.4. Grelhas antidifusoras

O recurso às grelhas antidifusoras é uma das formas de atenuar a radiação dispersa e permitir a passagem de radiação primária. Quanto ao *design*, a grelha pode ser linear ou quadriculada. Com a grelha quadriculada é possível melhorar em 18% o contraste da imagem. ^[57]

Apesar da grelha antidifusora contribuir para a redução da radiação dispersa que chega ao detetor, ^[12,58-60] também contribui para a dose ao paciente. Isto porque a radiação primária necessária para a formação da imagem também é atenuada, e isso é compensado com o aumento da exposição do paciente.

Alguns estudos desaconselham o uso da grelha (excetuando pacientes obesos), devido ao aumento da dose sem melhoria significativa na QI. ^[61-64]

2.5.2.5. Filtração adicional

O recurso à filtração adicional é uma das formas de controlar a exposição, pois causa a atenuação dos fótons de baixa energia que contribuem para a dose e não para a formação da imagem pelo facto de não chegarem ao detetor.

Com o recurso à filtração adicional, os fótons de baixa energia são absorvidos pelo material filtrante fazendo com que a exposição do paciente seja menor. Deste modo, só os fótons mais energéticos conseguem atravessar o paciente e chegar ao detetor.

A Figura 2.10 ilustra o espectro de energia de fótons para uma tensão de ampola de 100 kVp. Nota-se que a filtração adicional faz com que a frequência de fótons com um determinado valor de energia seja menor. Porém, a frequência dos fótons de baixa energia é muito mais afetada, comparativamente à dos fótons com energias mais elevadas. Estes mantêm-se praticamente intactos.

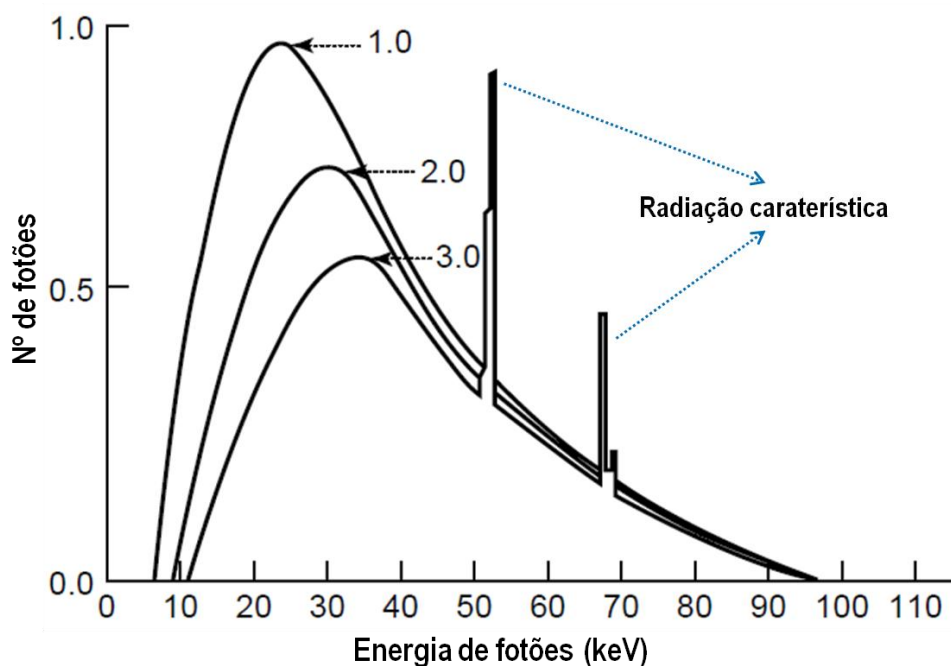


Figura 2.10 – Espectro de energia para 100 kVp, com filtração adicional de 1,0, 2,0 e 3,0 mm de Al. (modificado de [13])

A fração de redução de fótons menos energéticos depende da espessura da filtração adicional utilizada. Quanto mais espesso for o material, maior será a atenuação do feixe (Figura 2.10).

2.5.2.6. Distância foco-paciente (DFP)

A dose absorvida (D) traduz a quantidade de energia absorvida (J) por uma massa (kg) de matéria irradiada. Isso significa que a dose é tanto maior quando menor for a massa absorvente. Com o aumento da distância foco-paciente (DFP), a massa absorvente tende a aumentar porque a área irradiada (FOV) no paciente aumenta. Deste modo, a dose é menor porque a massa onde a energia do feixe será absorvida é maior. Esse pressuposto é reforçado pela teoria de que “o DAP é independente da DFP”, isto porque, com o aumento da DFP, o FOV é maior, e esse aumento do FOV é compensado pela diminuição da dose de modo a manter constante o DAP (Figura 2.11).

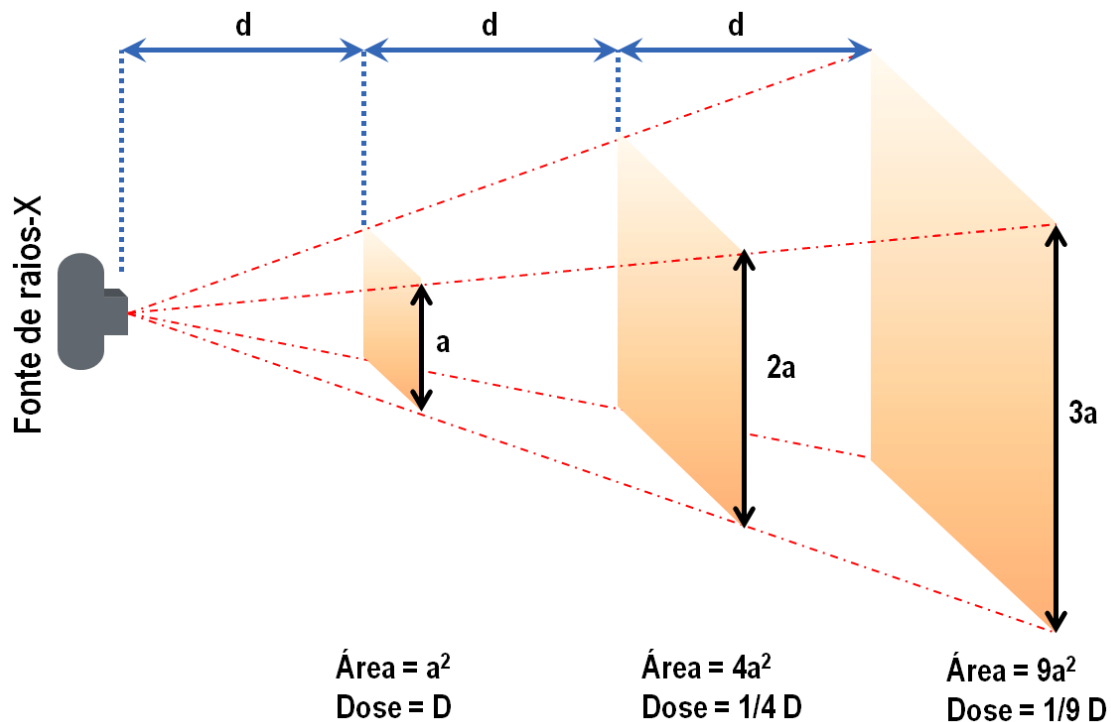


Figura 2.11 – Lei do Inverso do Quadrado da distância

A variação da dose com o quadrado da distância ($D = 1 \cdot d^{-2}$) é conhecido como a “Lei do Inverso do Quadrado da distância”, traduzida pela equação 2.8. [28]

$$\frac{D_2}{D_1} = \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 \quad \text{(equação 2.8)}$$

Isto significa que, mantendo fixo o detetor, duplicar a DFP, permite uma redução da dose em cerca de 75%. Triplicando a DFP essa redução pode chegar aos 90%.

Portanto, o aumento da DFP é uma estratégia a considerar como forma de proteger o paciente.

2.6. Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD)

Como já referido, a escolha dos parâmetros técnicos é fulcral, não só, para a QI mas também para a proteção do paciente. Muitas vezes, para o mesmo tipo de exames, são adotados valores díspares dos parâmetros de exposição que resultam em valores de dose diferentes.^[65,66] Essa disparidade pode ser minimizada com o estabelecimento de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD),^[67] estabelecidos através da comparação de valores de dose usados na prática clínica.

Os NRD não representam valores limite de dose,^[67] é apenas uma ferramenta bastante útil de otimização e uma guia para as “boas práticas”. Quando são excedidos é porque algo está errado e precisa ser melhorado.

A definição de NRD impulsiona uma avaliação causa-efeito no sentido de, em situações de exposição excessiva, averiguar as eventuais causas.^[68] Isto pode ser visto como um ponto de partida para a implementação de processo de melhoria contínua nos serviços.

Muitos são os países que já definiram os NRD,^[69-72] e os valores diferem entre eles. Em Portugal ainda não foi estabelecido, apesar de alguns esforços feitos nesse sentido.^[65,73,74]

Na definição de NRD, os parâmetros avaliados diferem conforme o tipo de exame. Numa radiografia ao tórax é avaliado o DAP e a DEP.^[33,75]

2.7. Sistemas de Radiologia Digital

Depois da descoberta dos raios X em 1895, inicialmente, as imagens eram obtidas em sistemas analógicos (SA) baseados em películas, e os primeiros sistemas digitais (SD) começaram a ser utilizados clinicamente em 1980, apesar dos primeiros ensaios de Angiografia Digital por Subtração (ADS) terem sido feitos em 1977.^[76]

O surgimento dos SD revolucionou a área médica pelas inúmeras vantagens que estes sistemas apresentam face aos SA, nomeadamente, a redução de custos e aumento de capacidade de armazenamento de dados. [77,78]

A era digital de imagem permitiu a integração de equipamentos com sistemas de arquivo e comunicação de imagens (*Picture Archiving and Communication Systems* (PACS) e *Digital Imaging Communication in Medicine* (DICOM)), fazendo com que os dados médicos fossem armazenados, acedidos e partilhados digitalmente entre profissionais e instituições de saúde.

Os SD são classificados em sistemas de Radiografia Computorizada (*Computed Radiography* – CR) e de Radiografia Digital (*Digital Radiography* – DR), dependendo da forma da obtenção da imagem digital. [76]

Os sistemas CR utilizam placas de imagens (*Image Plate* – IP) baseados em cristais de fósforo não-estruturados contendo diferentes halogenetos, dopado com európio (Eu), que armazenam a imagem latente, com leitura posterior usando luz laser e fotomultiplicadores (TFM), com conversão separada da deteção.

Os sistemas DR estão subdivididos em duas categorias: os DR diretos e os indiretos [76,79,80] (Figura 2.12).

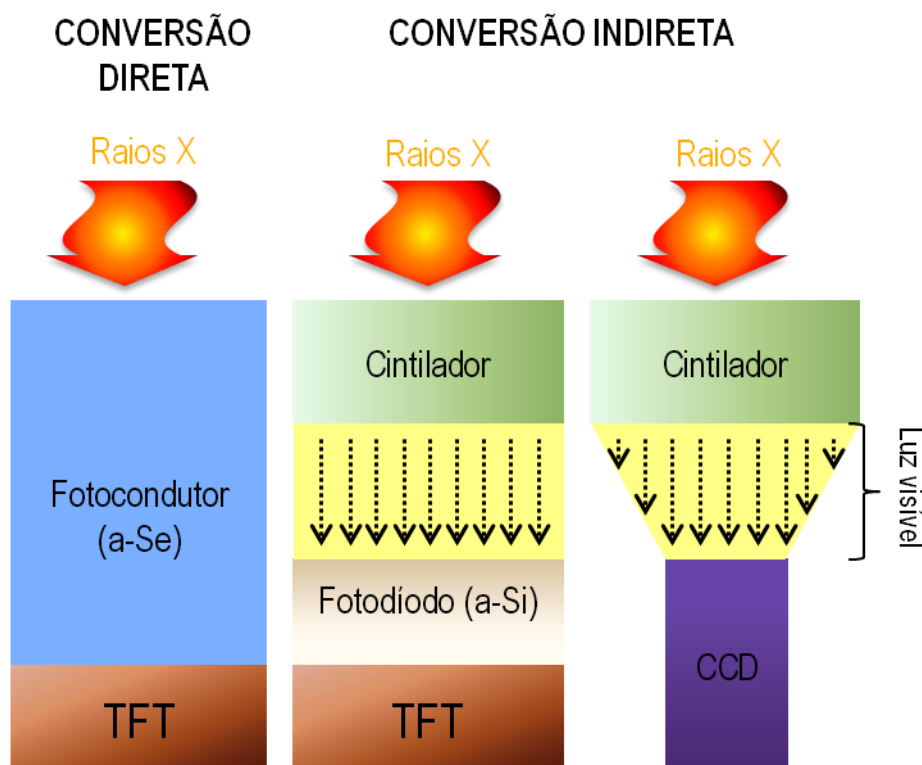


Figura 2.12 – Representação esquemática dos sistemas DR diretos e indiretos (adaptado de [81]). CsI = Iodeto de céσιο

Nos DR diretos, os fótons que incidem numa camada fotocondutora, normalmente baseada em Selênio amorfo (a-Se), são diretamente convertidos em carga, e a leitura é feita numa matriz de transistores (*Thin-film transistor* – TFT).

Nos DR indiretos, a conversão dos fótons em carga é feita em dois estágios: conversão de fótons em luz visível numa camada cintiladora e conversão da luz visível em carga em fotodíodos baseados em silício amorfo (a-Si) ou Dispositivos de Carga Acoplada (CCD) (Figura 2.12). Por vezes é necessário um “acoplamento ótico” de forma a direcionar a luz para os CCD. Além de converter a luz em carga, o CCD também é usado no processo de leitura da carga.

Além dos sistemas de conversão direta e os de conversão indireta, há relatos de desenvolvimento de “sistemas híbridos” que combinam o CsI e o a-Se, [82,83] com o intuito de maximizar a carga coletada sem o aumento de exposição.

2.7.1. Radiografia Computorizada (CR)

Os sistemas CR foram introduzidos no mercado no início dos anos 80 pela *Fuji Medical Systems* (Japão) [76] e, apesar de serem digitais, podem ser incorporados em equipamentos que permitem obtenção de imagem em películas. Utilizam detetores (IP) contendo cristais de fósforo contendo diferentes halogenetos dopado com európio (BaFX:Eu²⁺, onde X pode ser um dos halogéneos Cl, Br, ou I ou mistura arbitrária deles). [84]

O feixe de raios X que atravessa o paciente chega ao IP, causando a passagem dos eletrões do seu estado atual (banda de valência) para um estado mais energético (banda de condução). Os eletrões, depois de estarem na banda de condução, procuram a estabilidade através do regresso à banda de valência, mas devido às impurezas (Eu), são armadilhados, sendo o número de eletrões armadilhados proporcional a fluência de fótons do feixe incidente. [85]

No processo de estimulação do IP, a cassette é introduzida num leitor de IP, onde a imagem é obtida. O IP é irradiado por uma luz vermelha laser de cerca de 2 eV, que estimula os eletrões armadilhados promovendo-os à banda de condução. Podem ser utilizados laser de Hélio e Néon (633 nm) ou díodo (680 nm). [85]

Como os eletrões instáveis (fora da banda de valência) procuram sempre a estabilidade, há o retorno destes à banda de valência, sendo esse processo acompanhado pela emissão duma luz azul de cerca de 3 eV (410 nm) (Figura 2.13),

cuja intensidade é proporcional ao número de elétrons que regressam à banda de valência. Esse processo é conhecido como “Luminescência Estimulada”.^[85]

A luz azul é recolhida por um “guia de luz” e encaminhada para um tubo fotomultiplicador (*photomultiplier tube* – PTM), que transforma a luz em corrente elétrica que será amplificada, filtrada e encaminhada para o ADC para a digitalização.^[86]

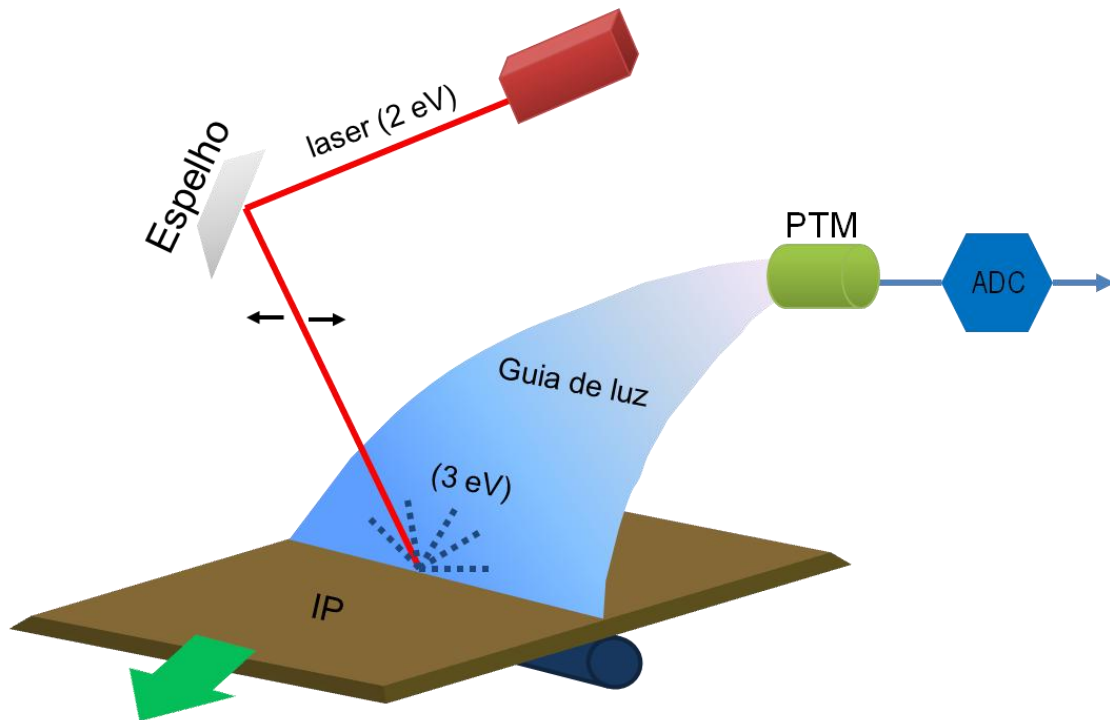


Figura 2.13 – Esquema ilustrativo do funcionamento dum sistema CR

A energia do feixe e a espessura do IP influem na resposta do detetor. A probabilidade de interação (n) do fóton com o IP tende a aumentar na presença de fótons de baixa energia e IP muito espessos.^[80] Sendo $\mu(E)$ o coeficiente de atenuação em função da energia E do fóton, e E_p a espessura do IP, a n será:

$$= 1 - e^{-\mu(E) \cdot E_p} \quad (\text{equação 2.9})$$

A absorção do feixe pelos cristais de fósforo é maior para valores de energia entre os 35 e os 50 keV (Figura 2.14). Para valores abaixo desse intervalo, o IP funciona como uma “esponja da dispersão”, uma vez que a radiação dispersa é

altamente atenuada devido à elevada sensibilidade dos cristais a fótons de baixa energia. [85]

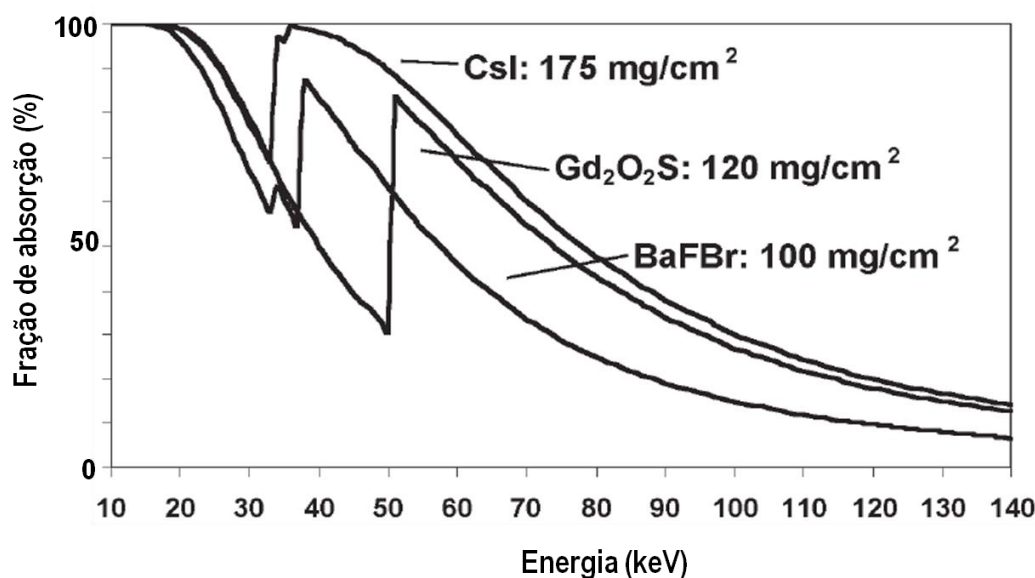


Figura 2.14 – Fração de absorção do fóton pelo IP em função da energia

Para um IP muito espesso a dispersão dos fótons (na irradiação) e da luz (no processo de foto-estimulação) é maior e isso fará com que a resolução espacial seja menor. [80] Em contrapartida, a exposição é menor porque a eficiência na detecção dos fótons (DQE) é maior uma vez que, se a espessura for maior, a probabilidade de interação do feixe com os cristais do IP é maior, e isso fará com que seja possível expor menos o paciente. [87]

Portanto, o ideal seria ter um IP muito espesso, para aumentar a eficiência de detecção, e com reduzida dispersão dos fótons. Isto faz com que os fabricantes se sintam “obrigados” a um compromisso entre a resolução espacial e a eficiência ao nível da dose. Os sistemas de “dupla leitura” [86] ou IP com cristais estruturados surgiram para pôr cobro a esse problema. [84,88-92]

Os sistemas de “dupla leitura” surgiram em 2001, permitindo a recolha da PSL em ambos os lados do IP, pelo facto de apresentarem a parte inferior transparente. Alguns estudos com sistemas de “dupla leitura” relatam o aumento da DQE, apesar da degradação da resolução espacial (*Modulation Transfer Function* – MTF). [93-95]

Nos IP estruturados, os cristais, em vez de serem granulados, apresentam a forma de agulhas verticais dispostos lado a lado, fazendo com que a dispersão da luz

seja menor. Esta configuração permite uma redução da dose sem comprometer a QI. [96,97]

A imagem latente “gravada” no IP decai com o tempo, e esse decaimento pode chegar aos 25% entre os 10 minutos e 8 horas depois da irradiação. [85] Deste modo, torna-se conveniente que a leitura seja rápida e imediata. Com o “método convencional” de leitura, onde o laser irradia um único píxel, essa rapidez de leitura torna-se difícil de ser alcançada. O desenvolvimento de sistemas de “leitura paralela” permite a irradiação de múltiplos píxels em simultâneo, fazendo com que seja possível reduzir em 85% o tempo de leitura. [86,98]

Uma das vantagens dos sistemas CR tem a ver com a reutilização. Um IP pode ser reutilizado milhares de vezes, [86] sendo para isso necessário a limpeza do sinal residual que fica no IP após a leitura. A limpeza do IP é feita utilizando lâmpadas fluorescentes ou de vapor de sódio de alta pressão, [84] e pode ser feita numa única vez, ou não, dependendo da exposição a que o IP esteve sujeito. [84]

Nos sistemas CR, passados 0.7-0.8 μ s após a estimulação numa determinada posição do IP, a luminescência ainda existe, e isso degrada a resolução espacial, uma vez que a PSL coletada numa posição do IP pode ser “*mixada*” com a PSL da posição anterior. [84]

Tanto a foto-estimulação como a limpeza do IP tem que ser feita com energia apropriada de forma a excitar os eletrões armadilhados, sem afetar os da banda de valência.

2.7.2. Gama dinâmica dos sistemas digitais

O princípio da otimização aconselha a adoção dum valor de dose tão baixo quanto razoavelmente possível de forma a expor o menos possível o paciente. No entanto, nem sempre é possível obter uma boa qualidade diagnóstica com valores de dose tão baixos. Por isso o sistema tem que ter a capacidade de proporcionar imagens com qualidade, tanto a altos como baixos valores de dose. Essa capacidade é descrita através da gama dinâmica.

A gama dinâmica descreve a amplitude de dose que causa a variação da resposta do sistema (Figura 2.15). É a diferença entre a dose máxima e mínima com a qual o sistema consegue proporcionar uma imagem de qualidade. [92,93]

Os SD apresentam uma gama dinâmica superior aos SA. Isto significa que, nos SA, se a variação da exposição sobre o detetor for ampla, para certos valores de dose

a densidade ótica é fortemente afetada tornando impercetíveis certas estruturas. Nos SD, mesmo variando muito a dose, a visualização de estruturas é pouco afetada. [25,99-101]

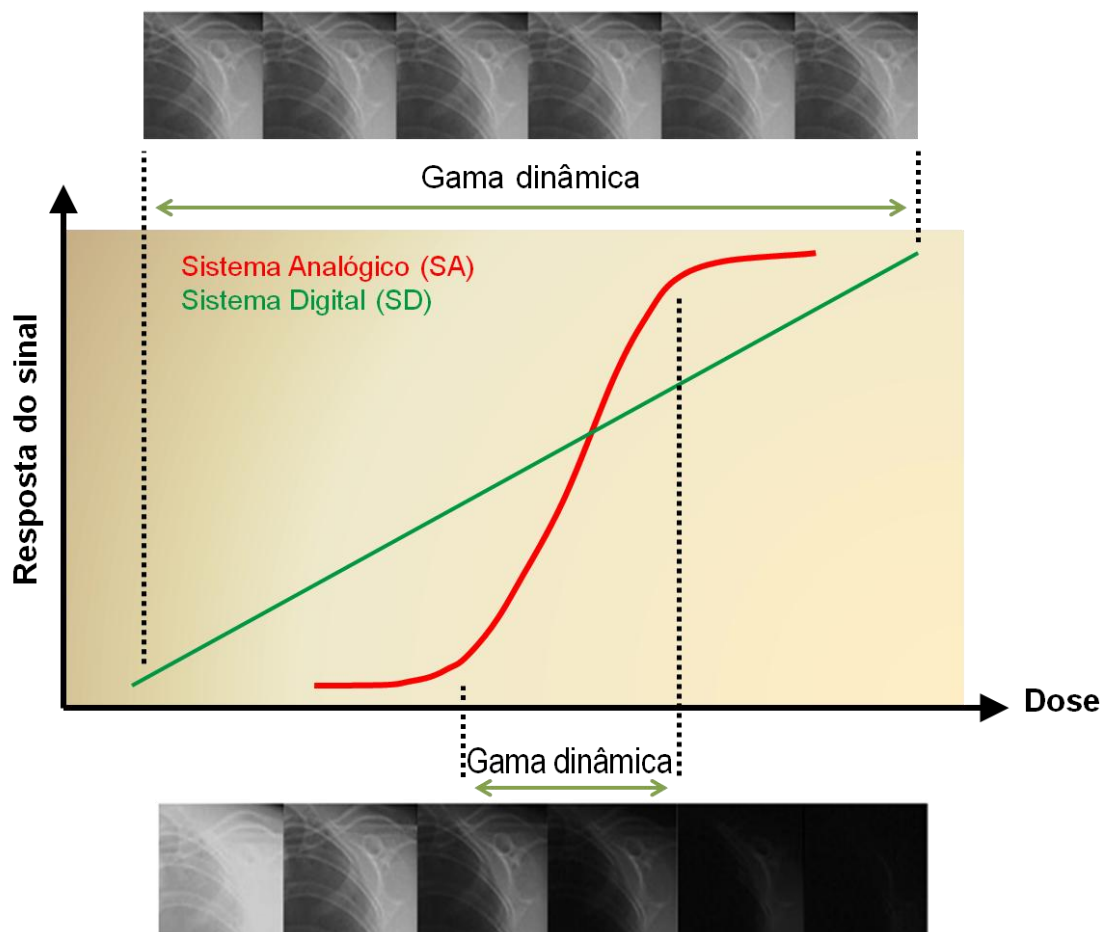


Figura 2.15 – Gama dinâmica dos sistemas digitais e analógicos

A gama dinâmica dos SA é de 1:30, enquanto que a dos SD ascendem os 1:10000. [76] Isto faz com que sejam impercetíveis certas situações de exposição inadequada com SD.

2.7.3. Índices de Exposição (IE) nos sistemas digitais

Índice de Exposição (IE) é um parâmetro que está relacionado com a exposição no detetor (Figura 2.7). É um valor numérico, fornecido pelos fabricantes,

que permite ao radiologista, durante a realização do exame, ter a noção da exposição no detetor.^[90]

Está relacionado com a KERMA na superfície do detetor e não pode ser confundido com a dose no paciente (por exemplo, DEP ou E). Enquanto que a dose no paciente refere-se aos fótons que ficam depositados na massa corporal, o IE refere-se aos fótons que atravessam o paciente e chegam ao detetor.

Os valores de IE são determinados a partir dos dados da imagem obtida. Dependem não só da radiação mas também do paciente, uma vez que os dados da imagem são influenciados pela radiação (kVp, mA*s...) e pelas características do paciente (atenuação do feixe).^[90]

O método de definição matemática dos IE depende do fabricante. Cada fabricante adota um método diferente (variação linear ou logarítmica com a exposição), o que dificulta a comparação de IE entre equipamentos de fabricantes diferentes.^[85,93] Para pôr cobro a esta situação, a *International Electrotechnical Commission* (IEC) e a *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) propõem um valor único para IE, em função da parte do corpo a radiografar e introduziram o “Índice de Desvio” como forma de quantificar a discrepância entre o IE atual (obtido) e o ideal.^[102,103]

Estudos revelam alguma discrepância nos valores de IE, sendo muitas vezes superiores aos indicados pelos fabricantes.^[104,105]

2.7.4. Avaliação objetiva da qualidade de imagem em sistemas digitais

O propósito da obtenção de imagens em radiologia é de diagnosticar patologias. Portanto, é imperativo que essas imagens obtidas apresentem um nível mínimo de qualidade para que esse propósito possa ser alcançado.

A qualidade tem a ver com o grau de satisfação proporcionado pelo conjunto de características intrínsecas do produto. Portanto, o profissional de saúde só considera uma “imagem com qualidade” se, através dela, conseguir diagnosticar corretamente a patologia.

A qualidade da imagem radiográfica não depende só das suas características físicas, mas também da tarefa diagnóstica para a qual foi adquirida. Uma imagem radiográfica pode ser considerada como sendo de “ótima qualidade” para diagnosticar uma fratura na costela, mas o mesmo pode não suceder se for usada no diagnóstico de lesões pulmonares.

Além disso, a própria perícia do profissional de saúde pode influir na qualificação da imagem ^[106] e a eficácia do diagnóstico tende sempre a aumentar com a melhoria das propriedades físicas da imagem. ^[107]

A avaliação da QI pode ser feita de forma objetiva ou subjetiva. A análise objetiva avalia os parâmetros físicos da imagem (ruído, contraste, resolução), que culmina com a determinação da Eficiência Quântica de Detecção (DQE). A avaliação subjetiva é psicofísica uma vez que baseia em classificadores humanos que avaliam a visibilidade de estruturas anatômicas e detecção de lesões. ^[108-110]

A opção pelo método objetivo ou subjetivo depende do nível de ambição ou rigor que se pretende. Para um nível de ambição elevado, a avaliação é feita de forma subjetiva e baseia-se, exclusivamente, na avaliação de imagens de pacientes e não há preocupação em avaliar as propriedades físicas da imagem. Para um nível de ambição baixo, a avaliação pode ser subjetiva ou objetiva, e leva em conta a performance do próprio equipamento através da avaliação das propriedades físicas da imagem, e pode-se recorrer à imagens de fantasmas. ^[53]

Na caracterização objetiva da qualidade de uma imagem radiográfica há três parâmetros físicos primários que são avaliados: ^[53]

- ✓ contraste;
- ✓ ruído;
- ✓ resolução espacial.

Os três parâmetros mencionados são fundamentais, mas a caracterização completa inclui a determinação de parâmetros secundários (porque surgem da combinação dos primários) como o Modulação da Função de Transferência (MTF), Relação Sinal-Ruído (SNR) e Espectro de Potência do Ruído (NPS) (Figura 2.16).

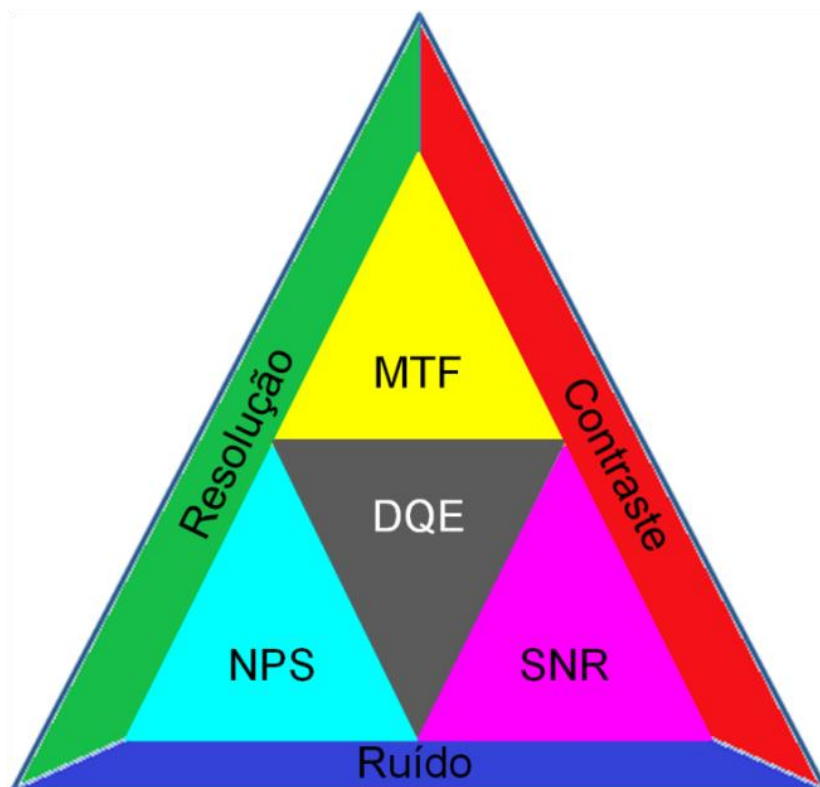


Figura 2.16 – Relação entre os diferentes parâmetros de qualidade de imagem

A MTF representa o contraste que é proporcionado pelo sistema em função das dimensões das estruturas radiografadas. Representa a relação entre o contraste e a resolução espacial.^[108,111] A resolução espacial é uma das propriedades mais importantes dos SD, e representa a capacidade do sistema em proporcionar imagens onde seja possível identificar, como sendo independentes, dois pontos ou estruturas muito próximas entre si.

O NPS pode ser descrito como sendo o quociente entre a variância de NC (ruído) e os vários componentes da frequência da imagem, e permite comparar o ruído presente num sinal de saída relativamente ao ruído presente num sinal de entrada.

A combinação de SNR, NPS e MTF permite a determinação da Eficiência Quântica de Detecção (DQE).^[108,112] Por isso, há um consenso quase generalizado de que a DQE é o parâmetro mais adequado para descrever a performance de um sistema. Na prática, a DQE traduz a quantidade de radiação necessária para formar a imagem. Portanto, para a mesma QI, o sistema mais eficiente é o que menos radiação usar para formar a imagem.

2.7.4.1. **Contraste**

Quando duas estruturas anatómicas adjacentes distintas (em termos de propriedades) são radiografadas, o sistema deverá proporcionar uma imagem com contraste que traduz essas diferenças entre as estruturas. Por exemplo, se a zona radiografada conter duas estruturas com densidades diferentes, a fluência de fótons que chega às zonas do detetor “cobertas” por essas estruturas será diferente e o sistema deverá ser capaz de traduzir essa diferença em termos de contraste da imagem.

Portanto, o contraste da imagem representa a diferença de nível de cinza (NC) entre duas regiões na imagem,^[12] e pode ser obtido pela equação 2.10.

$$C = \frac{NC_1 - NC_2}{NC_1} \quad (\text{equação 2.10})$$

NC₁ e NC₂ representa os níveis de cinza de duas regiões adjacentes na imagem. Assim, quanto maior for a diferença de NC, maior será o contraste.

2.7.4.2. **Ruído**

O ruído na imagem é a presença de detalhes indesejados que perturbam a visualização de patologias e interpretação da imagem. É a flutuação dos valores de NC que não corresponde à atenuação do feixe pela estrutura radiografada.

O ruído é caracterizado por um efeito granulado do tipo “sal e pimenta”, e é determinado pelo desvio-padrão (σ) dos valores de NC numa região de interesse (ROI).

A ROI representa uma zona na imagem que é selecionada e onde os dados (valores de NC) são recolhidos para o cálculo dos parâmetros de QI como o ruído, contraste, SNR, CNR.

Quando uma estrutura uniforme e homogênea é irradiada, espera-se que todos os pixels da imagem tenham o mesmo NC e que o desvio-padrão seja zero, mas o não é isso que acontece. O desvio-padrão nunca é zero, o que indica presença de ruído.

A categorização do ruído é feita em função da sua fonte. O ruído quântico surge na fase da exposição do detetor e relaciona-se com a quantidade de fótons que

incidem no detetor, ^[12] o eletrónico é gerado no próprio detetor e pode até estar relacionado com problemas de fabrico e o ruído de quantização surge na fase da digitalização originado por falhas na obtenção do sinal digital a partir do analógico. ^[113]

2.7.4.3. Razão sinal-ruído (SNR)

Como referido anteriormente, na formação de imagem, os fotões atingem o detetor de forma aleatória, ou seja, a quantidade de fotões (N) que cada píxel da matriz ativa (MA) recebe é aleatória (distribuição de Poisson). Tanto o sinal como o ruído da imagem é determinado pelo N, ou seja, o sinal da imagem é tanto maior quanto maior for o N.

Quando se avalia a qualidade da imagem, quanto maior for o SNR melhor. Só que aumentar o SNR implica diminuir o ruído ou aumentar o N. estando o N relacionado com o número de fotões que chegam ao detetor, aumentando o N, a exposição do paciente também aumenta. SNR varia com \sqrt{N} , portanto, para duplicar o SNR torna-se necessário quadruplicar a exposição do paciente. ^[12]

Como indica o nome, o SNR é obtido dividindo o sinal pelo ruído da imagem, e pode ser obtido pela equação 2.11.

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \quad (\text{equação 2.11})$$

Na imagem, o “ruído” é o desvio-padrão numa ROI (por exemplo, fundo da imagem) e o “sinal” corresponde ao valor médio de NC numa região anatómica de interesse. ^[114,115]

2.7.4.4. Razão contraste-ruído (CNR)

Na avaliação da QI, a análise do contraste é feita em simultâneo com a do ruído. Essas duas grandezas são relacionadas através da razão contraste-ruído (CNR). O CNR pode ser determinado pela equação 2.12, seleccionando duas ROI: ROI₁ (com NC₁) e ROI₂ (com NC₂).

$$CNR = \frac{NC_1 - NC_2}{\sigma_1} \quad (\text{equação 2.12})$$

A diferença de NC entre as duas ROI é o contraste, e o ruído é obtido calculando o σ médio numa das ROI. ^[116]

3. METODOLOGIA DO ESTUDO

3.1. Materiais e equipamentos utilizados

Gerador de raios X		O gerador de raios X utilizado neste trabalho foi o <i>MULTIX PRO</i> da Siemens (<i>Siemens AG, Muenchen, Germany</i>).
Sistema de detecção (detetor)		O sistema de detecção utilizado foi o IP <i>CR MD 4.0</i> de 43 cm x 35 cm contendo BaSrFBrl:Eu, da AGFA (<i>Agfa-Gevaert NV, Mortsel, Belgium</i>).
Sistema de leitura (Leitor / digitalizador)		A leitura do IP foi feita no digitalizador <i>ADC™ Solo™ Digitizer</i> da AGFA (<i>Agfa-Gevaert NV, Mortsel, Belgium</i>).
medição da dose	Medição do Kerma no ar (K_{ar})	Avaliação do Kerma no ar (K_{ar}) foi feita com o sistema <i>Radcal 9010</i> com a câmara de ionização (CI) <i>10X5-6</i> (<i>Radcal Corporation, Monrovia, CA</i>).
	Medição do DAP	A medição do DAP foi feita com o medidor de DAP <i>KermaX® plus DDP</i> (<i>IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Germany</i>).
Fantoma		Fantoma <i>CDRAD 2.0</i> (<i>Artinis Medical Systems, Netherlands</i>).
Software utilizado (avaliação das imagens)		<i>CDRAD Analyser</i> (<i>Artinis Medical Systems, Netherlands</i>).

3.1.1. Fantoma (breve descrição)

As imagens foram obtidas através da irradiação do fantoma *CDRAD 2.0* (*Artinis Medical Systems, Netherlands*).^[117]

O fantoma *CDRAD* é uma placa quadrangular (265 mm²) de vidro acrílico (PMMA¹) com 10 mm de espessura. É constituído por uma matriz de pequenos detalhes (furos), com espessuras e profundidades diferentes, em que os da mesma

¹ *Poly(methyl methacrylate)*

linha da matriz apresentam o mesmo diâmetro e os da mesma coluna a mesma profundidade (Figura 3.1).

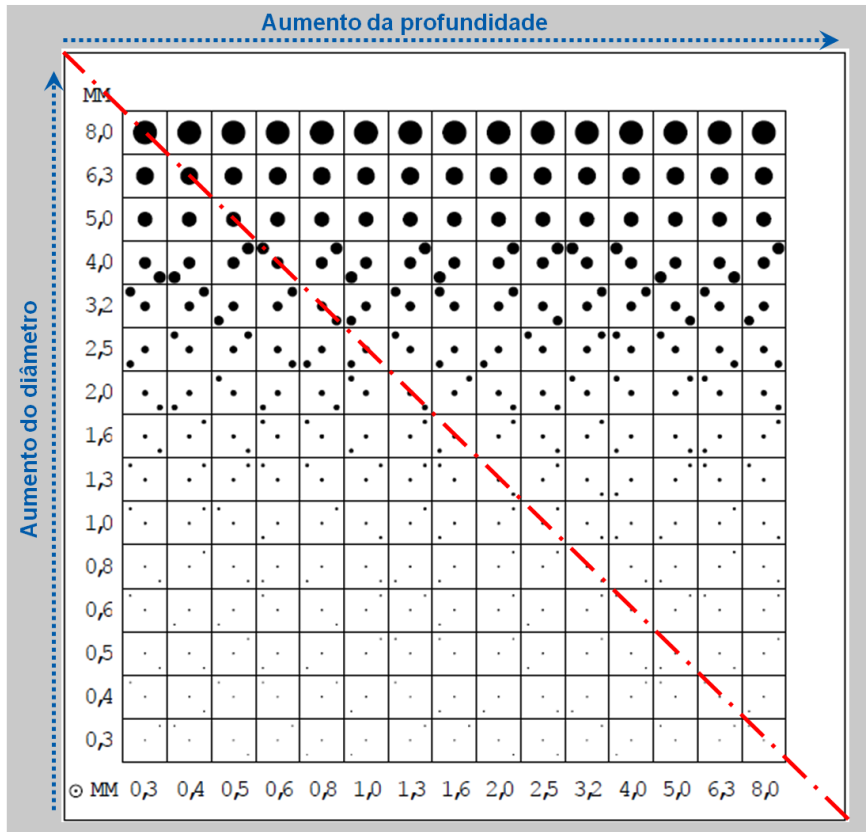


Figura 3.1 – Representação esquemática do fantoma CDRAD 2.0 (modificado de [117])

3.2. Caracterização dosimétrica

A caracterização dosimétrica foi efetuada de forma a avaliar a exatidão dos equipamentos de medida (CI e medidor de DAP) e determinar a espessura semi-redutora (HVL). A exatidão foi avaliada através da análise comparativa entre os valores de dose fornecidos pelos equipamentos e os expectáveis. Para diferentes valores de kVp e mA*s, foram medidos os valores de DAP e KERMA no ar (K_{ar}).

A determinação de HVL foi feita usando placas de alumínio (Al) em que a espessura foi sendo alterada em função dos valores dos parâmetros técnicos adotados.

Foi adotado o modo manual em que ambos os parâmetros (kVp e o mA*s) foram ajustados pelo operador. A Tabela 3.1 apresenta os valores dos parâmetros utilizados na caracterização dosimétrica.

Tabela 3.1 – Valores dos parâmetros usados na caracterização dosimétrica

Filtração adicional (mm Cu)	Valores selecionados	
	kVp	mA*s
0,0 (sem filtração)	81	20
	90	
	99	
	109	
	121	
0,1	81	20
	90	
	99	
	109	
	121	
0,2	81	20
	90	
	99	
	109	
	121	
0,3	81	20
	90	
	99	
	109	
	121	

3.2.1. Avaliação da exatidão dos instrumentos de medida

Na caracterização do equipamento, a medição da dose (K_{ar}) foi feita com a CI posicionada a 100 cm do foco. Como foi referido anteriormente, à medida que o feixe afasta do foco, os fótons vão-se divergindo e a área irradiada (FOV) torna-se maior. O efeito da variação da distância no FOV pode ser traduzida pela equação 3.1.

$$\frac{A_1}{A_2} = \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 \quad \text{(equação 3.1)}$$

Pretendia-se medir a área A_1 no ponto onde estava a CI. De forma direta a dificuldade em proceder à essa medição é mais difícil, por isso, recorreu-se à equação 3.1. Sabendo que $d_1 = 100$ cm (distância foco – CI), o passo seguinte foi determinar A_2 . A_2 foi definida como o FOV sobre a superfície da mesa (Figura 3.2).

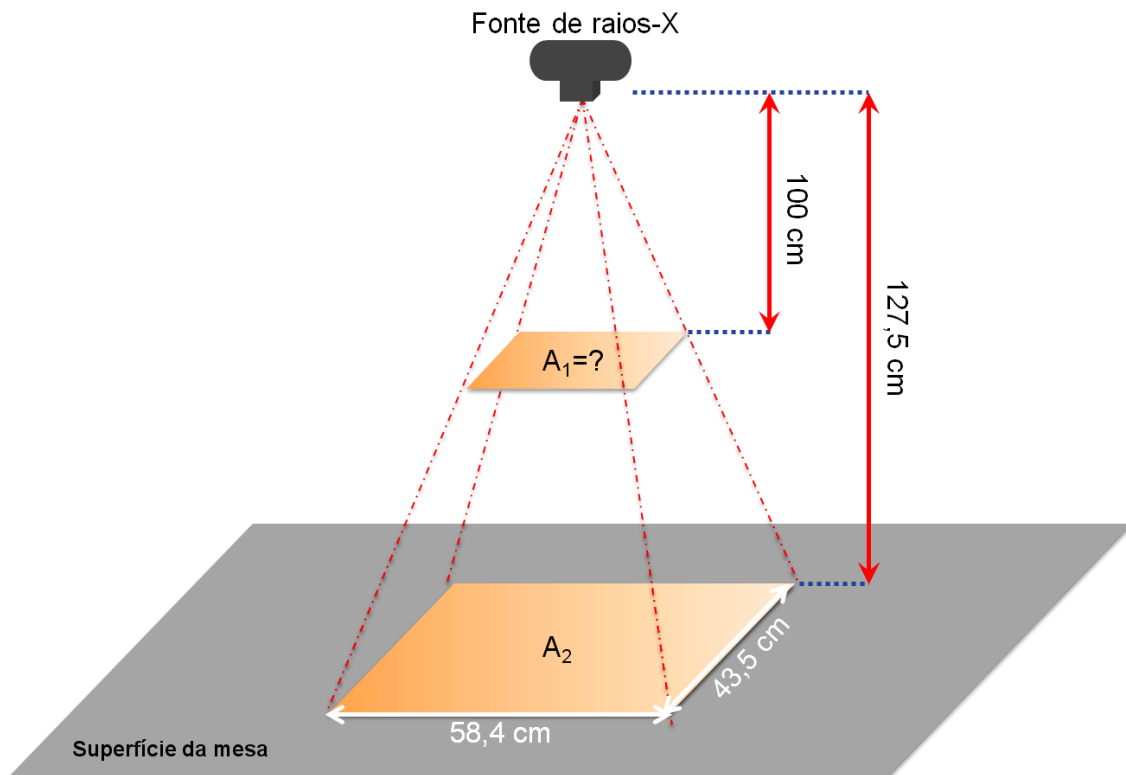


Figura 3.2 – Configuração utilizada na determinação do FOV no ponto da CI

O FOV na superfície da mesa foi de 43,5 cm x 58,4 cm, o que equivale à uma área de 2540,4 cm². A_1 foi calculada a partir da equação 3.1, como indicado de seguida.

$$\frac{A_1}{2540,4} = \left(\frac{100}{127,5} \right)^2 \Leftrightarrow A_1 = 1562,72 \text{ cm}^2 \Leftrightarrow A_1 = 0,156 \text{ m}^2 \quad (\text{equação 3.2})$$

Espera-se que o produto entre A_1 e a dose (K_{ar}) seja equivalente ao DAP fornecido pelo medidor de DAP. Os valores expectáveis de DAP ($DAP_{(exp)}$) e KERMA no ar ($K_{ar(exp)}$) foram calculados pelas equações 3.3 e 3.4.

$$DAP_{(exp)} = K_{ar(medido)} \times A_1 \quad (\text{equação 3.3})$$

$$K_{ar(exp)} = \frac{DAP_{(medido)}}{A_1} \quad (\text{equação 3.4})$$

$DAP_{(medido)}$ e $K_{ar(medido)}$ representam os valores de K_{ar} e DAP, respectivamente, medidos pelos equipamentos.

3.2.2. Determinação de espessura semi-redutora (HVL)

A espessura semi-redutora (HVL) é a espessura da material atenuante (e.g. Al) necessária para reduzir para metade a intensidade do feixe. Os valores de K_{ar} foram medidos com a CI situada abaixo do Al usado como material atenuante. A Figura 3.3 ilustra o esquema utilizada na determinação de HVL.

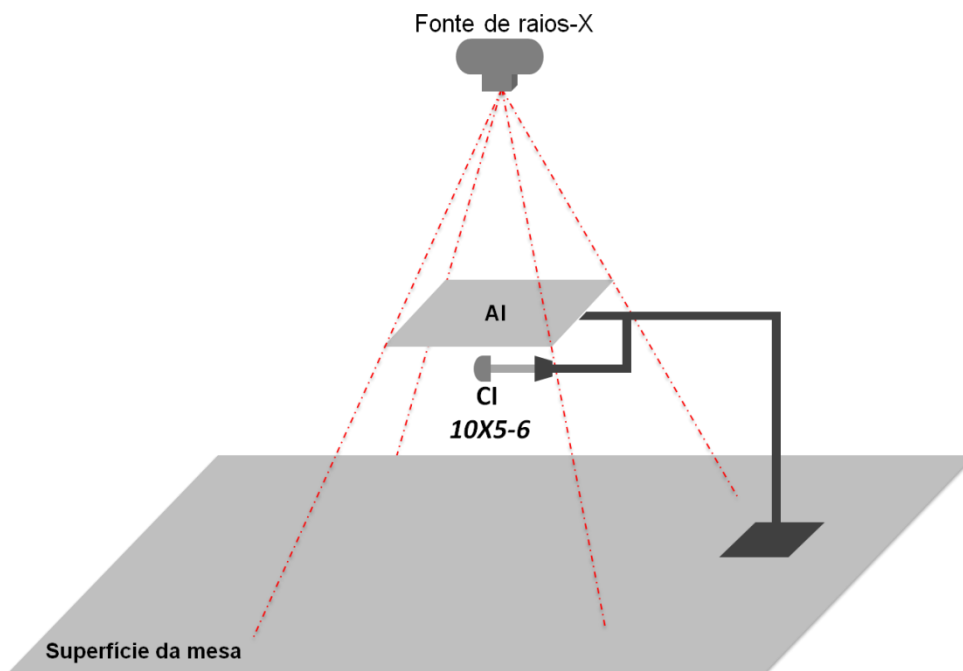


Figura 3.3 – Configuração utilizada na determinação de HVL

Espera-se que a adição de placas de Al cause atenuação do feixe e que K_{ar} seja menor. Portanto, essa adição de placas é feita até que o valor de K_{ar} seja

correspondente a 50% do valor inicial medido na ausência de placas de Al. A Tabela 3.2 contém os valores de K_{ar} obtidos para diferentes espessuras de Al.

Tabela 3.2 – Valores de K_{ar} medidos para diferentes espessuras de Al de modo a determinar HVL

Filtração adicional (mm Cu)	Espessura de Al (mm Al)	K_{ar} (μ Gy)	HVL (mm Al)
0 (sem filtração)	0	1015,00	3,62
	1	804,50	
	2	650,40	
	3	552,40	
	4	473,90	
0,1	0	519,90	5,55
	3	345,70	
	4	307,00	
	5	276,80	
	5,5	262,10	
0,2	0	344,20	6,31
	3	246,90	
	4	224,50	
	5	204,20	
	5,5	194,20	
0,3	0	243,90	6,96
	3	183,50	
	4	168,70	
	5	153,80	
	5,5	147,50	

Foi variada a espessura de Cu usada na filtração adicional de modo a avaliar o seu impacto no valor de HVL.

Devido à insuficiência de material (placas de Al), para valores de filtração adicional de 0,2 e 0,3 mm de Cu, foi necessário recorrer à extrapolação para encontrar o valor de HVL.

Todas as medições foram feitas a 81 kVp e 20 mA*s.

3.3. Recolha de imagens

A recolha das imagens foi feita usando outras placas de acrílico (PMMA) como forma de simular a dispersão dos fótons. Foram utilizadas 14 placas de 1 cm, posicionadas antes do fantoma CDRAD e a distância foco-CDRAD foi de 180 cm (Figura 3.4).

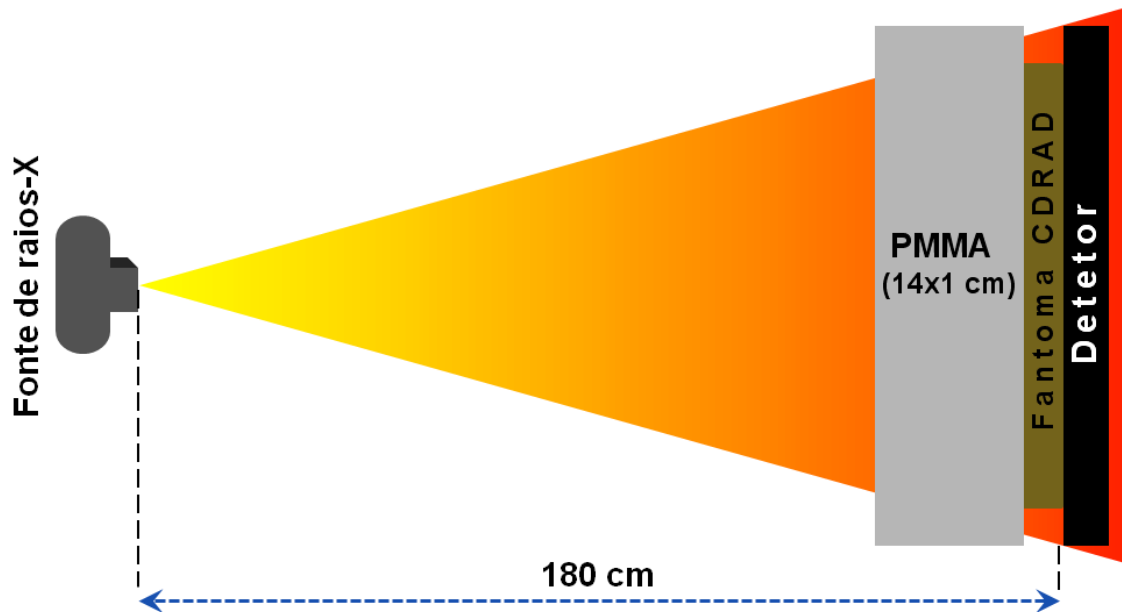


Figura 3.4 – Configuração utilizada na recolha de imagens do fantoma CDRAD

As imagens recolhidas do CDRAD foram obtidas em modo semiautomático, onde é feita a seleção manual de kVp e seleção automática de mA*s pelo equipamento, de forma a manter constante a exposição no detetor. Deste modo, torna-se necessário que o aumento do kVp seja acompanhado pela diminuição do mA*s.

A Tabela 3.3 contém os valores dos parâmetros adotados na recolha das imagens.

Tabela 3.3 – Valores dos parâmetros usados na recolha de imagens

Filtração adicional (mm Cu)	Valores seleccionados	
	kVp	mA*s
0,0	81	14,50
	90	10,10
	99	7,50
	109	5,72

		121	4,36
		81	18,50
		90	12,60
0,1		99	9,17
		109	6,83
		121	5,11
		81	23,00
		90	15,10
0,2		99	10,70
		109	7,94
		121	5,84
		81	28,30
		90	18,20
0,3		99	12,70
		109	9,20
		121	6,67

O aumento de kVp acompanhado pela diminuição de mA*s pode ser confirmado pelo Gráfico 3.1.

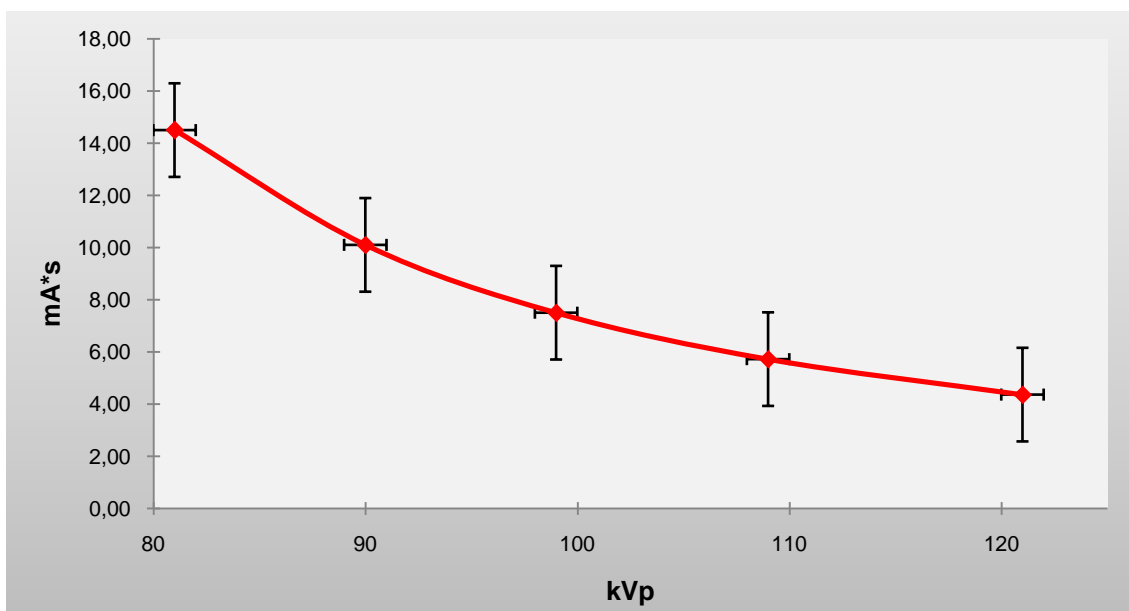


Gráfico 3.1 – Valores de kVp e mA*s adotados na recolha de imagens (com barras de Erro Padrão).

3.4. Avaliação da qualidade de imagem

A avaliação da QI foi feita através do inverso da *Image Quality Figure* (IQFinv), usando o software *CDRAD Analyser* (Artinis Medical Systems, Netherlands).

O IQFinv pode ser calculado através equação 3.5.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \times D_{i,th}} \quad (\text{equação 3.5})$$

Em que C_i representa a profundidade da coluna i , e $D_{i,th}$ o diâmetro mínimo detetado naquela coluna.

O IQFinv é calculado de forma automática pelo *software CDRAD Analyser* (Artinis Medical Systems, Netherlands), e é feito o *display* dos detalhes detetados (pontos a laranja), a curva IQFinv (Gráfico azul) e o correspondente valor do IQFinv (Figura 3.5).

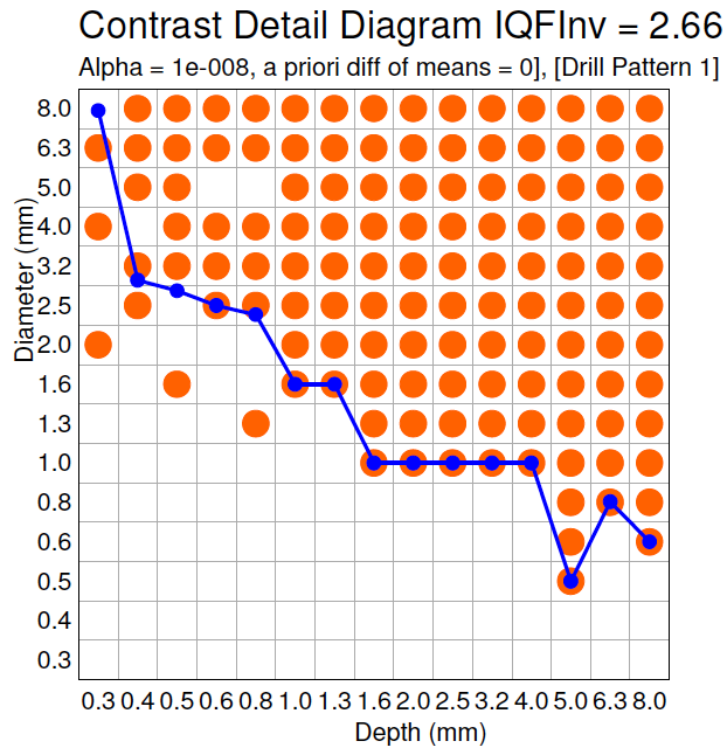


Figura 3.5 – Output do *CDRAD Analyser* com detalhes os detetados e curva IQFinv

Para que o valor de IQFinv seja elevado, a quantidade de detalhes detetados na proximidade do canto inferior esquerdo do fantoma (abaixo da curva vermelha na

Figura 3.1) tem que ser elevada. Como a detecção de detalhes está associada ao contraste da imagem, um alto valor de IQFinv é associado à um alto valor de contraste.

Além do IQFinv, a QI foi avaliada através do cálculo do Contraste, CNR e Ruído. Estes parâmetros foram calculados de acordo com a metodologia descrita no capítulo 2. Para isso, foi necessário selecionar duas ROI: uma dentro e outra fora da zona dos detalhes (Figura 3.6).

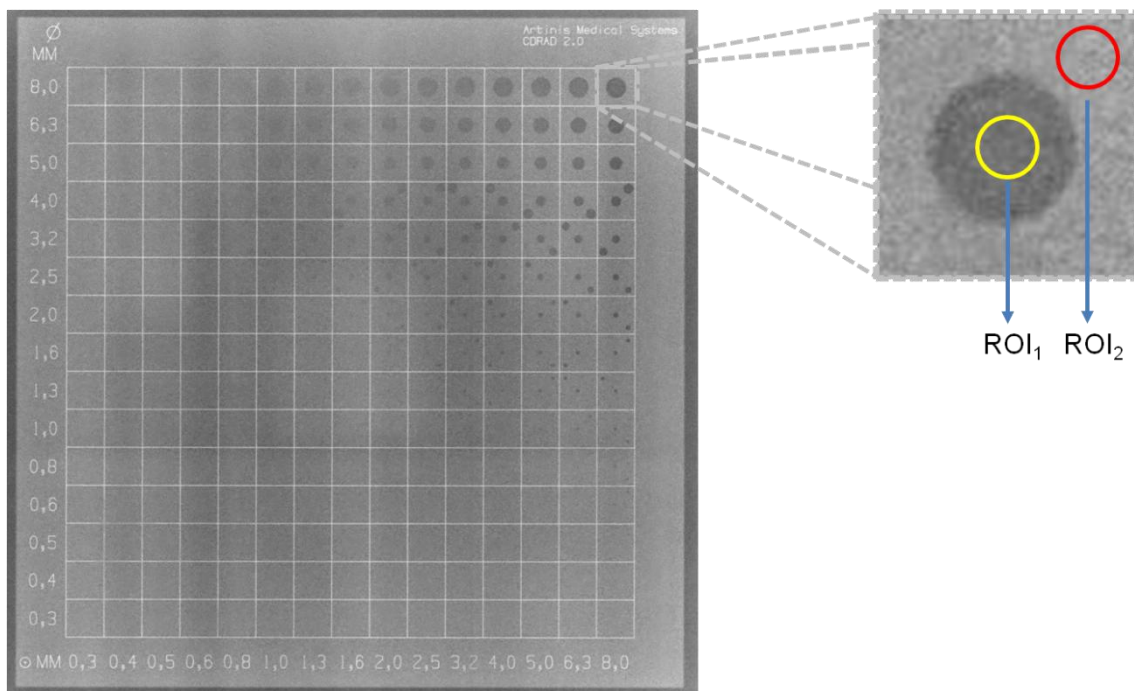


Figura 3.6 – Esquema representativo da metodologia utilizada na seleção das ROI.

Como pode-se constatar, a zona do detalhe foi definido como sendo ROI₁ e a zona fora do detalhe como ROI₂. ROI₁ apresenta um valor de NC menor do que ROI₂.

4. APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DE RESULTADOS

4.1. Caracterização dosimétrica

4.1.1. Avaliação da exatidão dos instrumentos de medida

Um dos objetivos da caracterização dosimétrica é de avaliar as diferenças entre os valores medidos e expectáveis de K_{ar} e DAP. Esses valores expectáveis foram calculados de acordo com a metodologia definida no capítulo 3.

O Gráfico 4.1 mostra a variação das diferenças entre $DAP_{(exp)}$ e $DAP_{(medido)}$ para os diferentes valores de kVp usados, na ausência de filtração adicional.

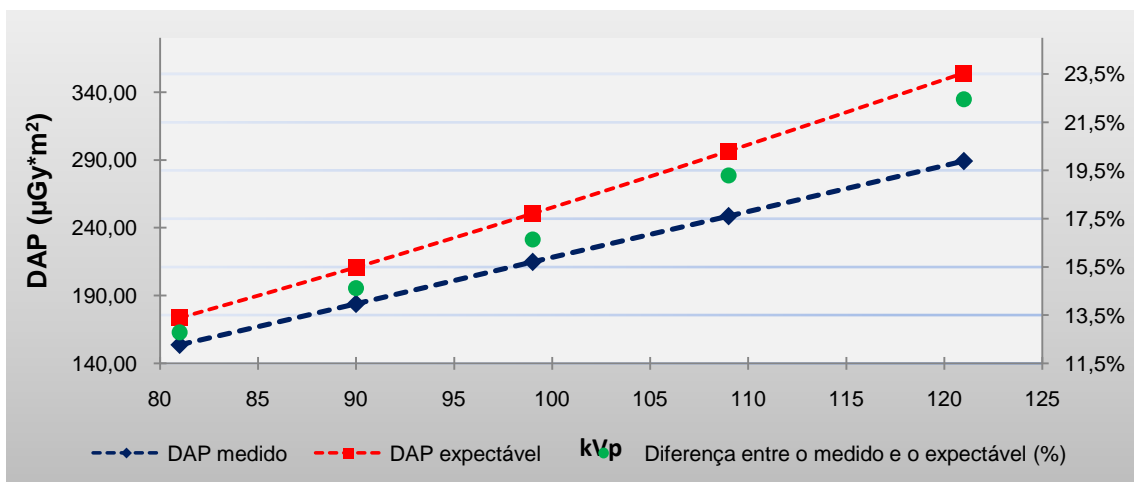


Gráfico 4.1 – Diferenças entre os valores medidos e expectáveis de DAP

Quanto ao K_{ar} , essas diferenças entre $K_{ar(exp)}$ e $K_{ar(medido)}$ também existem e estão representadas no Gráfico 4.2.

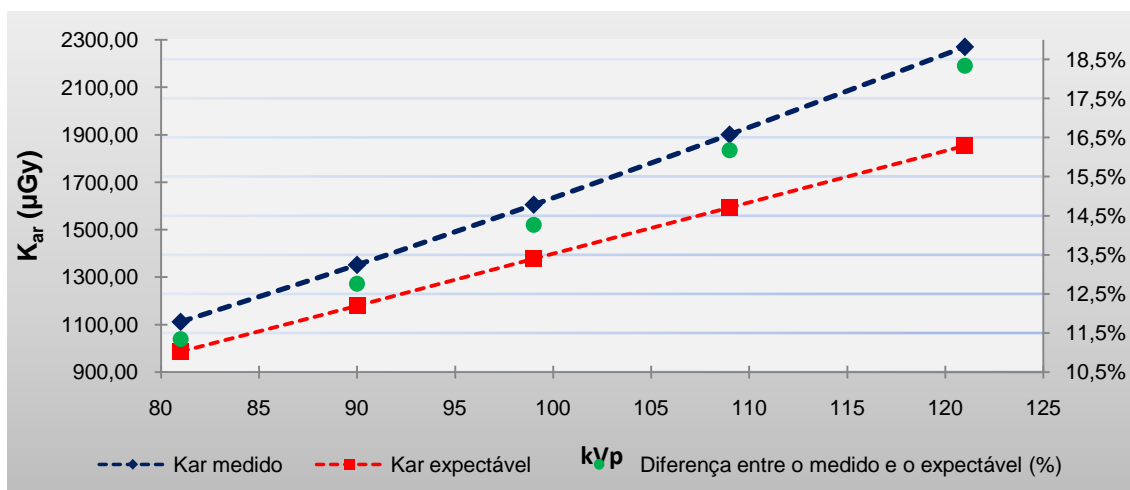


Gráfico 4.2 – Diferenças entre os valores medidos e expectáveis de Kar

Quanto mais próximos de zero forem os valores percentuais das diferenças, melhor. No entanto, para certos valores de kVp, a diferença ultrapassa os 22% para o DAP. Para o K_{ar} verificou-se valor percentual de diferença acima dos 18%. Essas diferenças existem para todos os valores de kVp adotados.

As causas dessas diferenças podem estar relacionadas com falhas (calibração) dos equipamentos (medidor de DAP e CI) na medição dos valores de DAP e K_{ar}, ou com erros na medição do FOV (A₁). Não se exclui nenhuma das possibilidades. A primeira porque, por exemplo, verificou-se ligeiras diferenças entre os valores de kVp selecionados e os efetivos medidos. Isto leva a crer que o mesmo pode-se suceder com o K_{ar} medido pela CI. A segunda possibilidade também não é de excluir uma vez que o FOV foi medido a partir da área iluminada pela lâmpada da fonte de raios X. A luz emitida pela lâmpada pode não estar alinhada com o feixe de raios X, logo é possível que a área iluminada não corresponda ao FOV real. Admitindo essa possibilidade, o valor do FOV teria que ser menor do que aquele que foi assumido, de forma a minorar as diferenças entre os valores obtidos e expectáveis.

Um outro fator que pode explicar essas discrepâncias prende-se com as próprias incertezas de medição dos dados experimentais. ^[118,119] Para o caso de medições de grandezas dosimétricas em exposições de pacientes a raios X para diagnóstico, valores de incertezas até 25% são aceites. ^[119]

4.1.2. Determinação de HVL

A HVL foi determinada seguindo a metodologia descrita no capítulo 3.

Os valores de K_{ar} medidos estão representados no Gráfico 4.3. A ordenada do Gráfico representa o valor normalizado do K_{ar} .

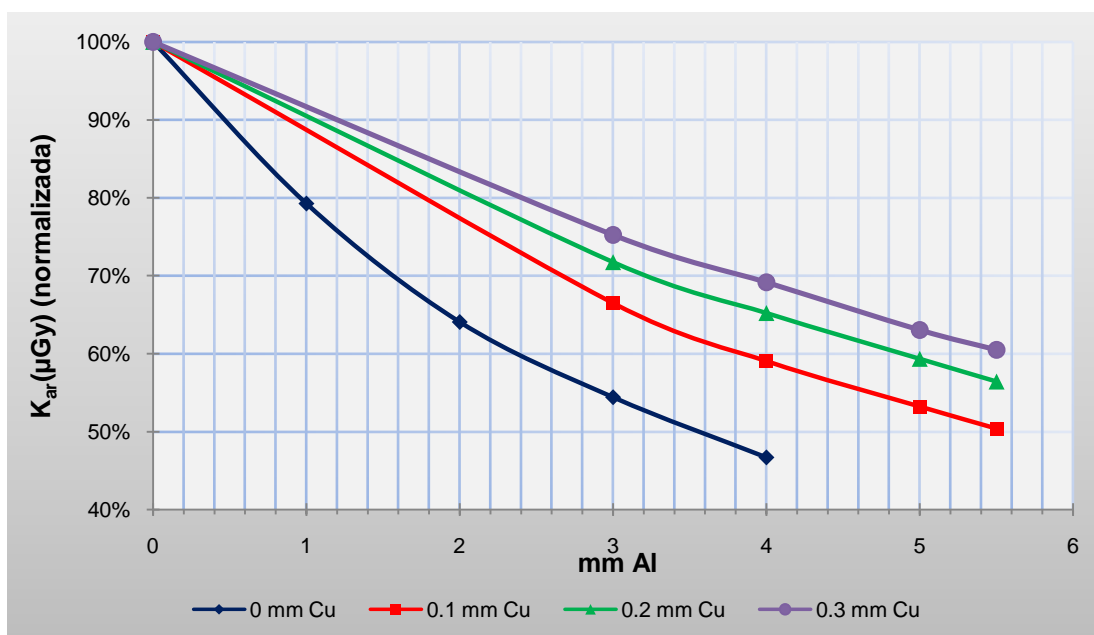


Gráfico 4.3 – HVL em função da filtração adicional

À medida que foram sendo adicionadas placas de Al, o valor de K_{ar} foi diminuindo. Na ausência de filtração adicional e com 0,1 mm de Cu, o valor de HVL é visível pelo Gráfico. Para outros valores de filtração adicional, a HVL foi determinada pela extrapolação, e os valores estão representados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – HVL em função da filtração adicional

Filtração adicional (mm Cu)	HVL (mm de Al)
0,0	3,62
0,1	5,55
0,2	6,31
0,3	6,96

Os valores da Tabela mostram que HVL é maior quando o valor da filtração adicional aumenta. Isto pode ser explicado pelo facto do valor do μ diminuir quando a energia do feixe aumenta.

Com o aumento da filtração adicional o feixe torna-se mais duro e a sua capacidade de penetração aumenta. Isto faz com que a dificuldade do material em atenuá-lo seja maior.

Para aumentar a capacidade de material em atenuar o feixe, a solução passa por usar um material que tenha um μ maior. Se isso não for possível, então a alternativa é aumentar a espessura do material.

Foi isso que sucedeu neste trabalho. Na impossibilidade de usar um outro material que tenha maior capacidade em atenuar o feixe (com maior μ), a solução foi aumentar a espessura do material disponível.

O aumento de 0,1 mm da filtração adicional causou um aumento médio de 19% no valor de HVL.

4.2. Avaliação da dose

A avaliação da dose foi feita através da análise que do efeito que kVp, mA*s e a filtração adicional têm no valor do K_{ar} e DAP, conforme descrito de seguida.

4.2.1. Efeito da tensão da ampola

Mantendo constante o mA*s, foi avaliada o efeito da variação do kVp na valor de K_{ar} . Verificou-se que há um aumento de K_{ar} a medida que o kVp aumenta, conforme ilustra o Gráfico 4.4.

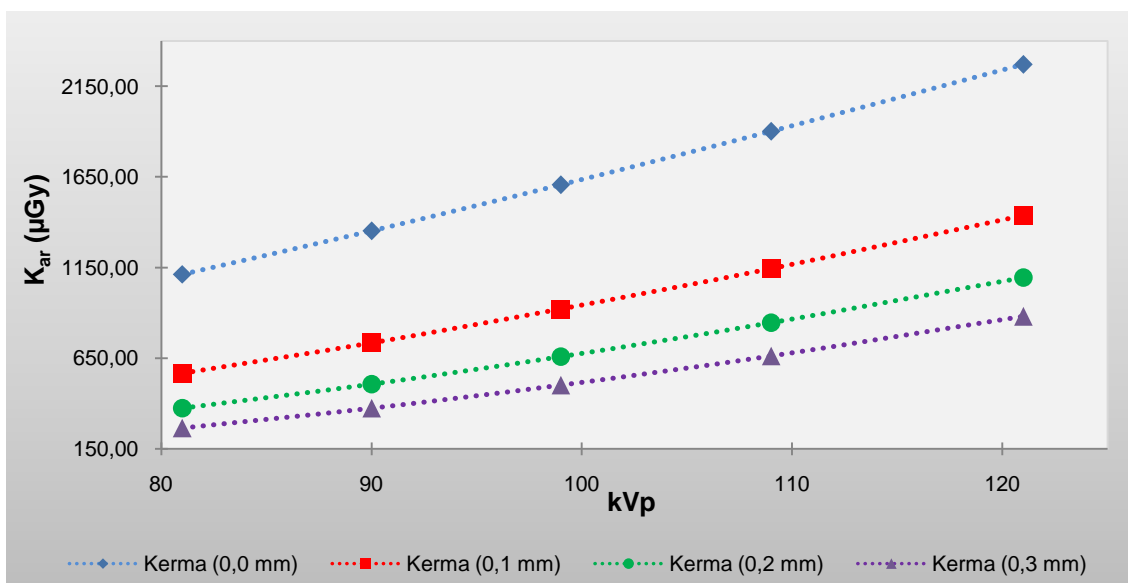


Gráfico 4.4 – Efeito de kVp na K_{ar} para diferentes valores de mm de Cu

Pelo Gráfico 4.4, é visível o aumento de K_{ar} à medida que o kVp aumenta.

Para qualquer valor de filtração adicional, o Gráfico aproxima-se à uma função linear e a correlação entre kVp e K_{ar} é elevada, com R² > 0,99. Isto faz com que seja possível “prever” o valor de K_{ar} a partir dum valor de kVp adotado. A Tabela 4.2 contém as equações, para cada valor de filtração adicional, através das quais o valor de K_{ar} pode ser calculado a partir de kVp.

Tabela 4.2 – Equações para determinar K_{ar} a partir de kVp

Filtração adicional (mm de Cu)	Equação para o cálculo de K _{ar}	Correlação (R ²)
0,0	$28,989 \times kVp - 1250,7$	0,9992
0,1	$21,785 \times kVp - 1217,9$	0,9972
0,2	$18,063 \times kVp - 1110,3$	0,9935
0,3	$15,405 \times kVp - 1003,7$	0,9977

Sabendo que K_{ar} está relacionado com a libertação de energia de partículas não carregadas (e.g. fótons) na massa do ar, causando a libertação de partículas carregadas (e.g. eletrões) dessa massa do ar, espera-se que K_{ar} seja maior para valores altos de kVp. Isto porque a capacidade dos fótons em libertar eletrões da massa do ar depende da sua energia, sendo essa energia determinada pelo kVp. Se o valor de kVp aumentar, a energia com que os fótons saem da ampola de raios X

também aumenta e, conseqüentemente, mais elétrons serão libertados da massa do ar e o K_{ar} será maior. Os valores medidos vão ao encontro dessa teoria, conforme indica o Gráfico 4.4. Resultados idênticos foram alcançados por *Sun Z. et al.* [120]

Quando se adota um valor de kVp, é importante perceber o seu efeito no valor da dose. A variação de kVp resulta na variação da dose e a percepção dessa variação é fulcral para a controlo da exposição.

Neste trabalho, verificou-se que para 81 kVp e sem filtração adicional, o K_{ar} foi de 1097,409 μGy . Para duplicar esse valor de K_{ar} , é necessário aumentar a tensão de ampola para 119 kVp, significando um aumento em cerca de 47%. À medida que a filtração adicional aumenta, o aumento percentual de kVp necessário para duplicar a dose é menor. Com filtração adicional de 0,3 mm de Cu, a duplicação da dose é conseguida com um aumento de kVp na ordem dos 20%. Os valores de kVp necessários para duplicar a dose foram calculados através das equações da Tabela 4.2.

Sendo DAP o produto da área pela dose (K_{ar}), e sabendo que a área é constante e que K_{ar} aumenta com o aumento de kVp, espera-se uma elevada correlação entre o K_{ar} e o DAP, e que DAP aumente diretamente com o kVp. De acordo com o Gráfico 4.5, esse pressuposto é confirmado.

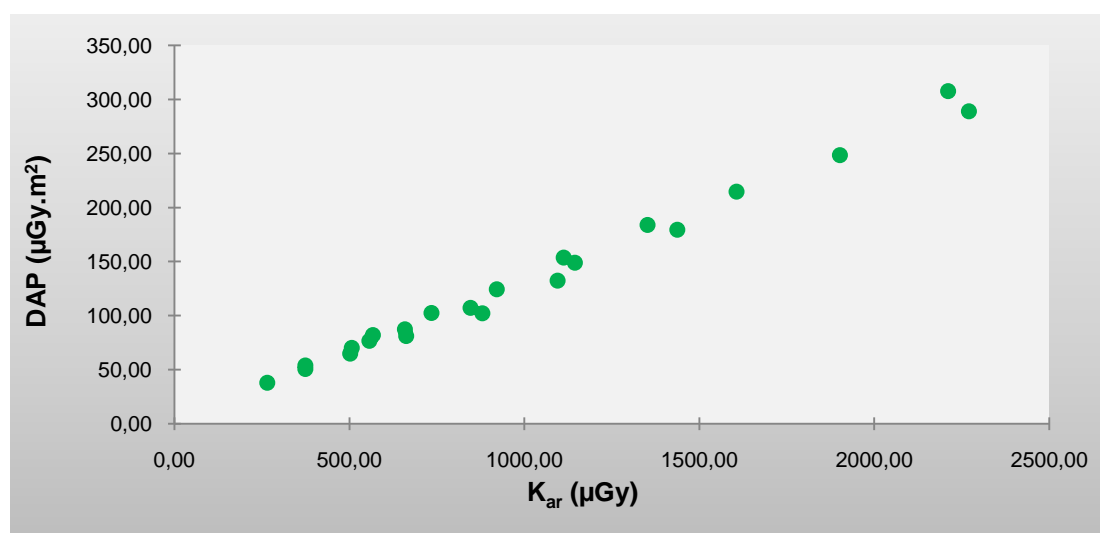


Gráfico 4.5 – Valores de K_{ar} e DAP para diferentes valores de mm de Cu

Nota-se que um aumento do K_{ar} é sempre acompanhado pelo aumento do DAP, para qualquer valor de mm de Cu. A variação entre DAP e K_{ar} é linear com elevada correlação ($R^2 > 0,99$).

4.2.2. Efeito da intensidade do feixe

Os dados recolhidos permitiram testar o efeito do mA*s na K_{ar} . Os valores de K_{ar} para diferentes valores de mA*s estão representados no Gráfico 4.7.

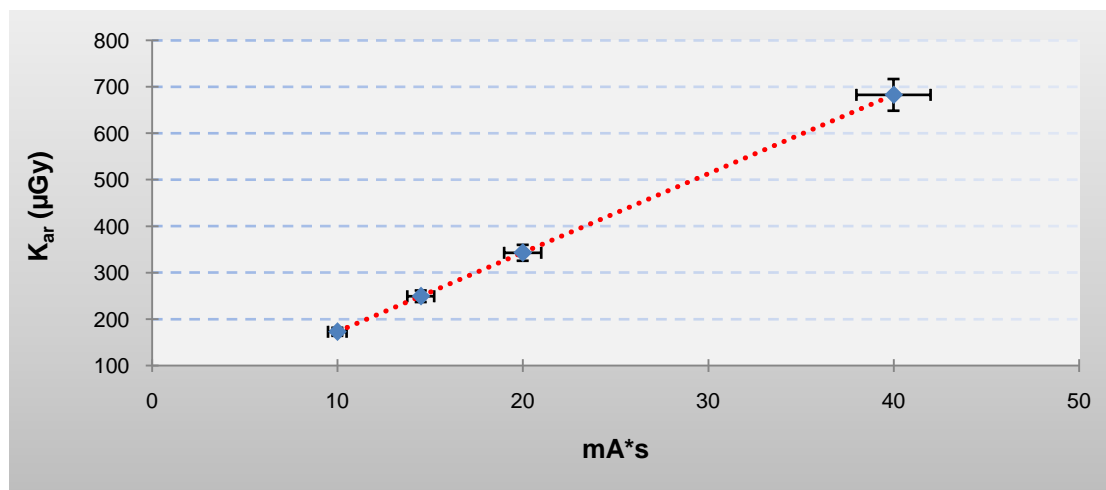


Gráfico 4.6 – Valores de K_{ar} em função de mA*s

A representação gráfica mostra uma variação linear entre K_{ar} e mA*s, com elevada correlação ($R^2 = 1$).

Recorrendo à equação 3.6, com 81 kVp, para qualquer valor de mA*s (entre 10 e 40), é possível saber o valor correspondente de K_{ar} .

$$K_{ar(81\text{ kVp})} = 16,995 \cdot mA*s + 2,7715 \quad (\text{equação 3.6})$$

A variação de K_{ar} de forma direta com a de mA*s é justificada pelo facto de, quando o mA*s aumenta, a quantidade de fótons que incidem na massa do ar ser maior. Isso faz com que a quantidade de partículas carregadas libertadas da massa do ar seja maior e quanto mais partículas carregadas forem libertadas da massa do ar maior será o K_{ar} .

Sun Z et al. relatam resultados idênticos aos alcançados neste estudo.^[118]

Assim, tal como o kVp, é importante a compreensão do efeito da variação do mA*s na variação da dose. O aumento de mA*s causa um aumento da mesma fração no valor da dose. Mantendo constante a tensão de ampola em 81 kVp e usando 10, 14,5, 20 e 40 mA*s, os valores de K_{ar} obtidos foram 172,37, 248,18, 343,21 e

682,407 μGy , respetivamente. Isto mostra que a duplicação da dose é conseguida com a duplicação de mA^*s .

Quando se opta pelo modo semiautomático, o aumento de kVp é acompanhado pela diminuição de mA^*s , causa a diminuição de K_{ar} . Isto pode ser confirmado pelo Gráfico 4.7.

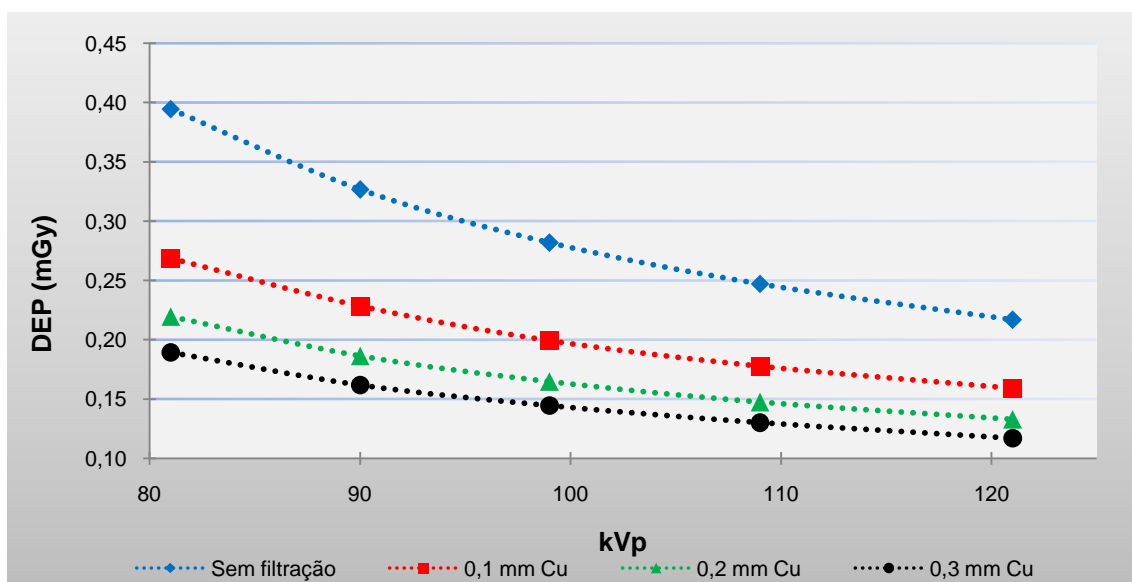


Gráfico 4.7 – Variação de DEP em função de kVp

No Gráfico 4.7 optou-se por representar a variação da DEP em função de kVp . A DEP é calculada a partir de K_{ar} , e a única diferença entre estas grandezas é que o DEP inclui a radiação dispersa, ou seja, $\text{DEP} = K_{\text{ar}} * \text{BSF}$. O valor de BSF adotado foi de 1,3, fazendo com que, à mesma distância do foco, a DEP seja 30% maior do que K_{ar} . A DEP foi calculada de acordo com a metodologia descrita no subcapítulo 2.3.6. Foi considerada uma DFP de 165 cm e o FOV à esta distância foi calculado através da equação 3.1.

Neste caso, como o aumento de kVp é acompanhado pela diminuição de mA^*s , nota-se que a DEP diminui quando o kVp aumenta. Isto acontece porque o aumento de kVp e diminuição de mA^*s acontecem em proporções diferentes. Em termos médios, por cada aumento de 9,5% no valor de kVp , o mA^*s diminui cerca de 35% e DEP diminui cerca de 16%.

Tal como sucedeu com o K_{ar} , a correlação entre DEP e kVp é elevada. Para qualquer valor de filtração adicional o Gráfico aproxima-se duma função polinomial de grau 2 com $R^2 > 0,99$.

Estes resultados vão ao encontro dos resultados obtidos em outros estudos. [121-126]

Para efeitos de cumprimento de possíveis NRD, notou-se que, para um valor de NRD de 0,20 mGy para o DEP, esse valor só pode ser alcançado com 85 kVp e 0,20 mm de Cu ou 98 kVp e 0,1 mm de Cu. Sem filtração adicional, esse NRD não é alcançado com a gama de kVp utilizada, e só é possível alcançá-lo usando valores de kVp superiores a 121. Com 0,3 mm de Cu acontece algo idêntico. Para alcançar um NRD de 0,20 mGy, é necessário adotar um valor de kVp inferior a 81. Um NRD de 0,25 mGy para a DEP só é alcançado sem filtração adicional e 109 kVp ou 0,1 mm de Cu e 85 kVp. Isto deixa bem patente a importância da caracterização dosimétrica no estabelecimento e cumprimento de NRD.

4.2.3. Efeito da filtração adicional

O efeito da filtração adicional na dose foi perceptível nos Gráficos 4.4 e 4.7. Notou-se que os valores de K_{ar} e DEP diminuem na presença de filtração adicional.

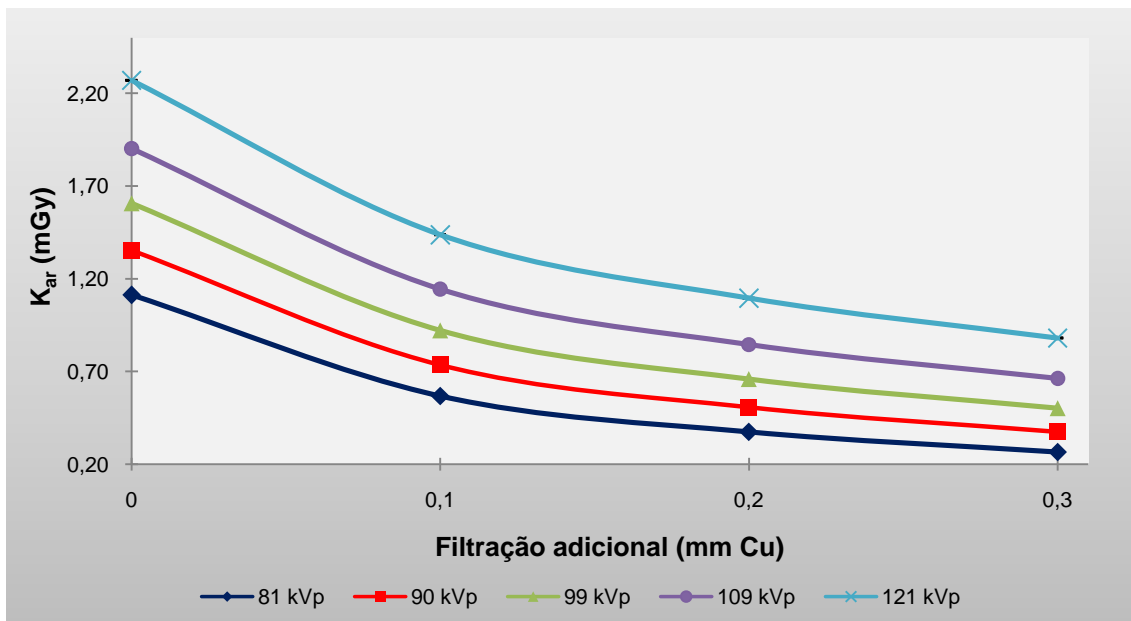


Gráfico 4.8 – Valores de K_{ar} em função da filtração adicional

Tal como descrito no subcapítulo 2.5.2.5, a filtração adicional causa a redução da intensidade do feixe atuando, principalmente, sobre os fótons menos energéticos, sendo que, quanto maior for a filtração adicional, maior será essa redução. Isto

porque, à medida que aumenta a espessura do material filtrante, a quantidade de partículas não carregadas (fotões) que incidem na massa do ar é menor, logo, a quantidade de partículas carregadas (eletrões) que são libertadas dessa massa do ar também diminui e, conseqüentemente, K_{ar} será menor. Desta forma, para o mesmo valor de kVp, o K_{ar} é menor para valores maiores de mm de Cu (Gráfico 4.8).

O Gráfico 4.9 compara os valores percentuais de K_{ar} em função da espessura de Cu usada na filtração adicional.

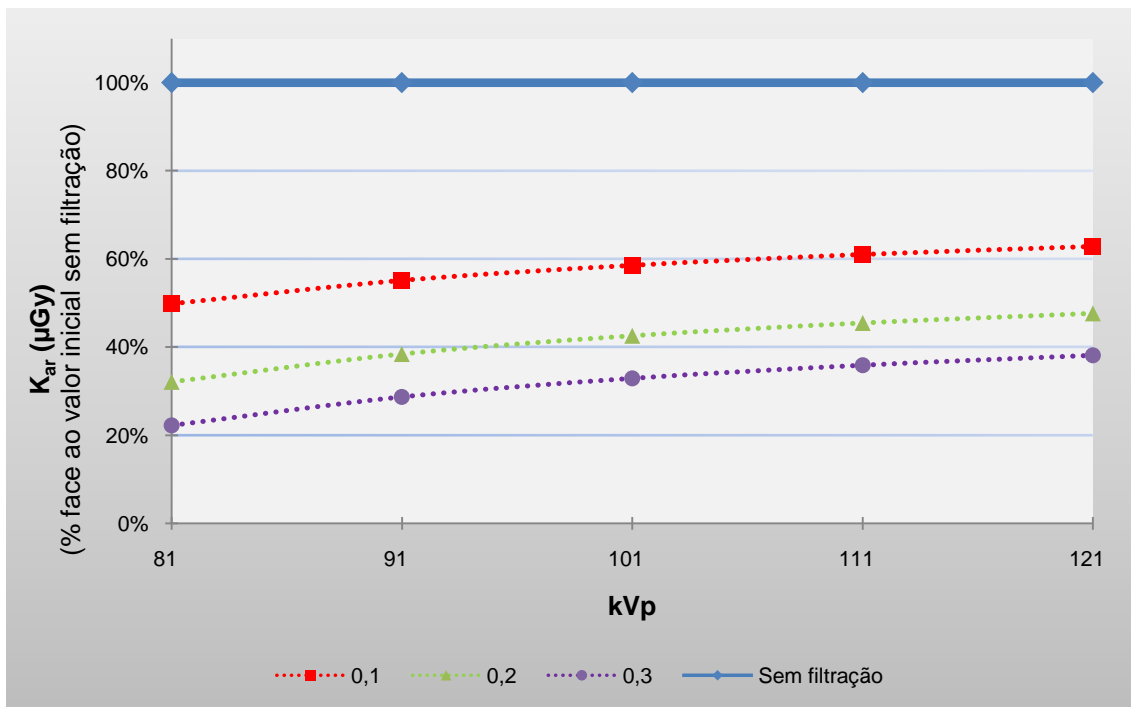


Gráfico 4.9 – Valores percentuais de K_{ar} em função da filtração adicional

É notável que o K_{ar} diminui à medida que a filtração adicional aumenta. Adicionando 0,1 mm de Cu, o valor do K_{ar} passa para cerca de 60% do valor inicial, significando uma redução de cerca de 40%. Com 0,2 mm de Cu a redução pode chegar aos 68% e com 0,3 mm de Cu aos 80%.

Os resultados alcançados neste estudo vão ao encontro dos de outros estudos, ^[121,124,122,127-130] e encorajam o uso da filtração adicional como forma de proteger o paciente.

4.3. Avaliação da qualidade de imagem

4.3.1. Image Quality Figure (IQF_{inv})

4.3.1.1. Efeito da tensão de ampola

Os resultados alcançados apontam para uma degradação da QI quando são adotados valores altos de kVp. Os valores de IQF_{inv} tendem a diminuir à medida que o kVp aumenta, conforme ilustra o Gráfico 4.10.

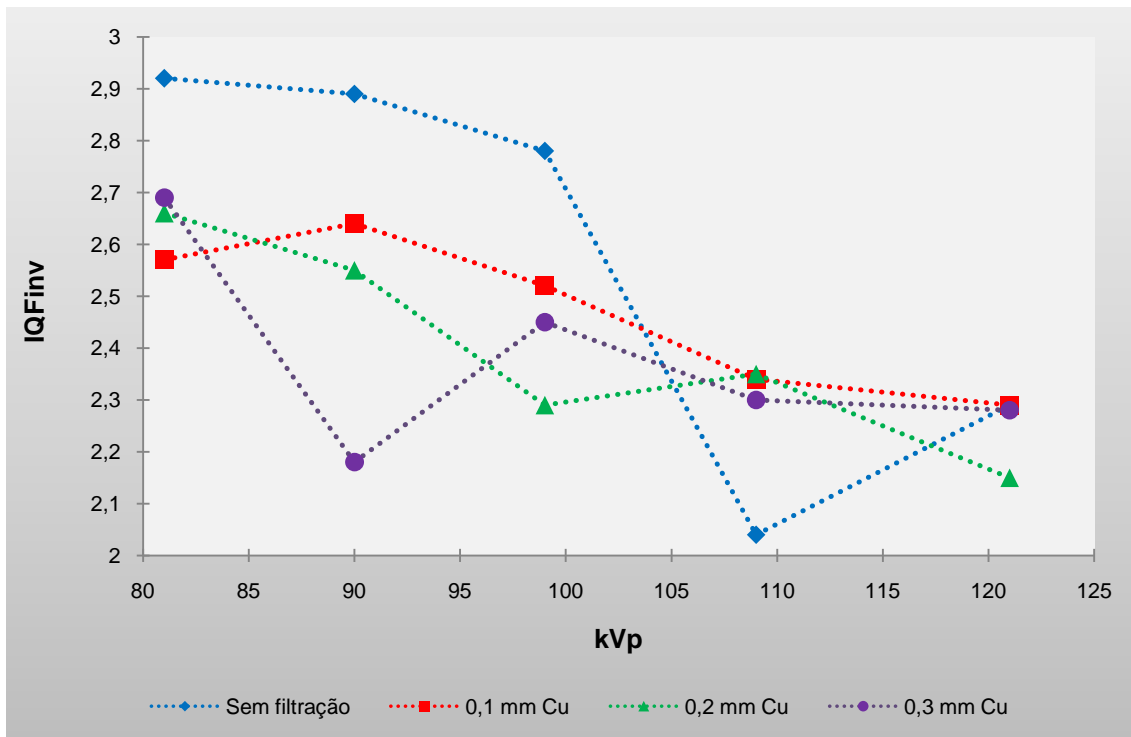


Gráfico 4.10 – Valores de IQF_{inv} para diferentes valores de kVp e filtração adicional

Os resultados obtidos indicam uma tendência para a redução de IQF_{inv} à medida que kVp aumenta, para qualquer valor de filtração adicional. Isto significa que a quantidade de detalhes menores em profundidade e diâmetro (abaixo da linha vermelha da Figura 3.1) é menor quando o kVp aumenta.

Sabendo que baixo IQF_{inv} associa-se ao baixo contraste, os resultados apontam para uma redução de contraste quando o kVp é aumentado.

Destaca-se a baixa linearidade entre IQFInv e kVp. A correlação entre estas grandezas é baixa, apesar disso, para qualquer valor de filtração adicional, nota-se o efeito degradante de kVp no valor de IQFInv.

Este decaimento do IQFInv pode ser explicado pelo facto de o aumento de kVp fazer com que os fotões se tornem mais energéticos, resultando numa menor diferença de fluência entre as zonas do detetor sobrepostas pelos detalhes e zonas adjacentes do CDRAD. Como consequência, o NC entre estas duas regiões é menor e isso faz com que a deteção de detalhes seja menor e, conseqüentemente, o valor de IQFInv é menor.

Tal como neste estudo, outros estudos revelaram menor deteção de detalhes na presença de kVp altos. [125,131-133]

4.3.1.2. Efeito da dose

Como referido anteriormente, na obtenção das imagens do CDRAD, optou-se pelo modo semiautomático, onde a seleção manual de kVp é acompanhada pela seleção automática de mA*s, resultando num valor de dose em função da qual será feita a análise da QI. Deste modo, torna-se possível uma avaliação do efeito da variação simultânea dos dois parâmetros no valor de IQFInv.

Notou-se que os melhores resultados em termos de IQFInv eram conseguidos recorrendo a valores altos de dose. Foi avaliado o efeito do DAP no valor de IQFInv, conforme ilustra o Gráfico 4.11.

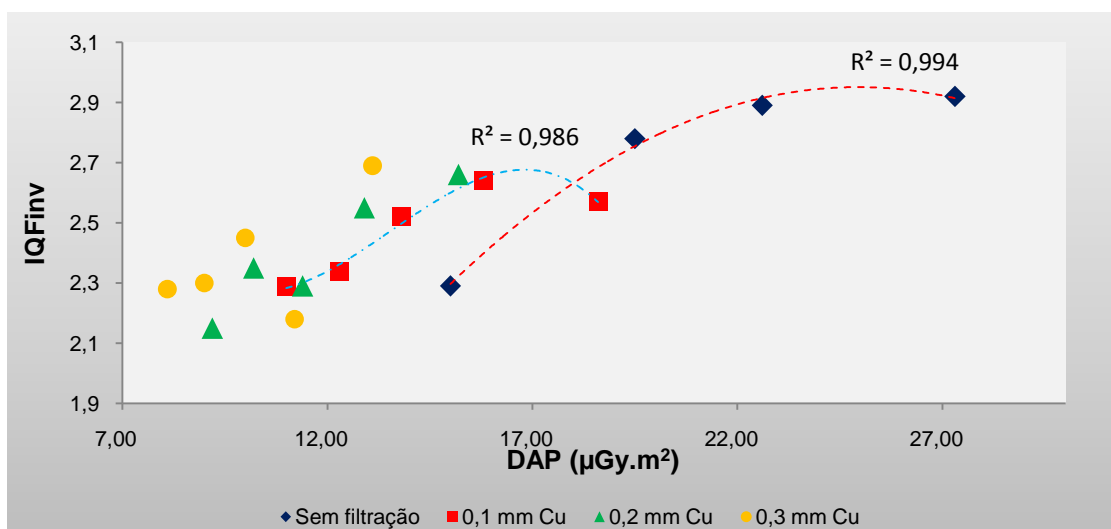


Gráfico 4.11 – Valores de IQFInv para diferentes valores de DAP, em função da filtração adicional

A representação gráfica mostra uma tendência para a melhoria da QI quando a dose aumenta. Os valores de IQFinv aumentam de forma direta com o DAP. O ideal seria obter uma representação gráfica com a acumulação de pontos no canto superior esquerdo significando que altos valores de IQFinv foram alcançados com valores baixos de dose. No entanto, não foi isso que se verificou. Nota-se uma acumulação de pontos no canto inferior esquerdo, o que permite associar alguma dificuldade em alcançar valores altos de IQFinv quando se opta por valores baixos de dose. Estudos relatam resultados idênticos. [124,132-134]

Para 0,1 mm de Cu e sem filtração adicional, a correlação entre DAP e IQFinv é elevada ($R^2 > 0,98$), sendo essa correlação menor para outros valores de filtração adicional.

4.3.1.3. Efeito da filtração adicional

A filtração adicional mostrou resultados inequívocos quanto a redução da dose, o que encoraja o seu uso como forma de proteger o paciente. Porém, a QI é degradada na presença da filtração adicional.

Os Gráficos 4.10 e 4.11 mostram que a filtração adicional origina o decaimento do valor de IQFinv, cenário que pode ser confirmado pelo Gráfico 4.12.

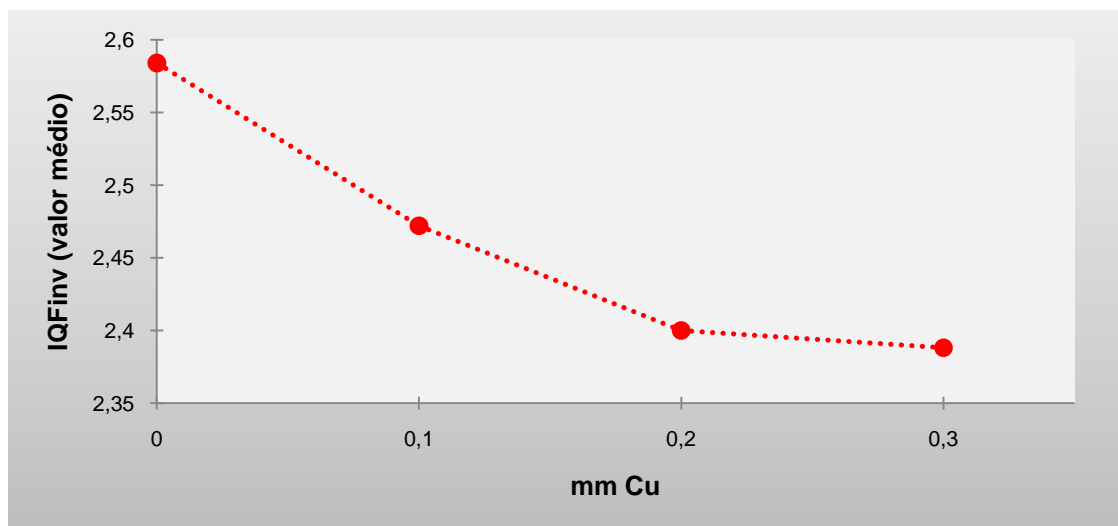


Gráfico 4.12 – Valores médios de IQFinv para diferentes valores de kVp, em função da filtração adicional

O Gráfico 4.12 mostra o valor médio de IQFinv para a gama de valores de kVp, para cada valor de filtração adicional. É visível o decaimento do valor médio de IQFinv à medida que a espessura da filtração adicional aumenta. Foram relatados resultados que vão ao encontro dos alcançados neste estudo. ^[125]

O decaimento de IQFinv na presença da filtração adicional pode ser explicado pelo endurecimento do feixe, fazendo com que o feixe seja constituído por fótons de elevada energia. Esta energia elevada faz com que a diferença de μ entre a zona dos detalhes e as adjacentes seja menor, o contraste será menor e, conseqüentemente, o valor de IQFinv também será menor.

Variando a filtração adicional entre 0,0 e 0,3 mm de Cu, o valor médio de IQFinv decaí 8%.

4.3.2. Avaliação do contraste, sinal e ruído

4.3.2.1. Contraste

O contraste de imagens foi avaliado de acordo com o descrito no subcapítulo 2.7.4.1. A seleção das ROI foi feita conforme indica a Figura 3.6. Essa avaliação do contraste foi feita em função do kVp e os resultados estão representados no Gráfico 4.13.

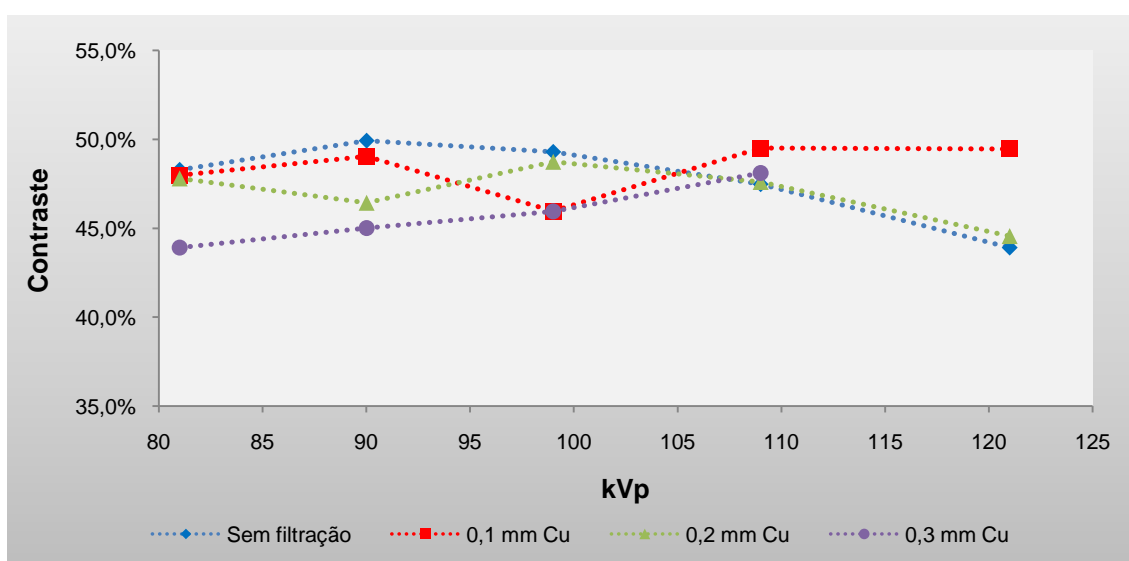


Gráfico 4.13 – Valores de contraste para diferentes valores de kVp e filtração adicional

Pelo Gráfico 4.13, nota-se que a variação do kVp tem pouca influência no contraste da imagem. Combinando a variação da tensão de ampola (entre 81 e 121 kVp) e filtração adicional (entre 0,0 e 0,3 mm de Cu), o resultado em termos de variação do contraste situa-se em torno dos 5%. No entanto, para filtração adicional de 0,0 e 0,3 mm, nota-se uma ligeira tendência do contraste em diminuir quando o kVp aumenta, não sucedendo o mesmo para os restantes valores de filtração adicional.

Além da avaliação separada do efeito do kVp no valor de contraste, a avaliação do efeito da variação simultânea de kVp e mA*s foi feita, recorrendo ao DAP (Gráfico 4.14).

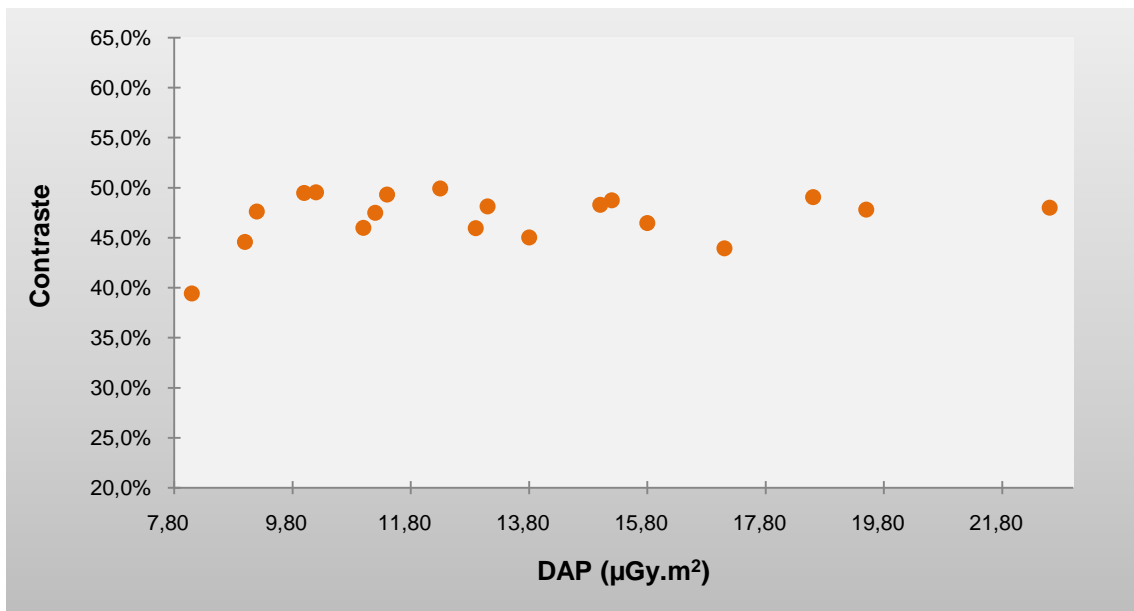


Gráfico 4.14 – Valores de contraste em função do DAP

Os valores obtidos mostram pouca influência do DAP no valor de contraste. A linha de tendência traçada mostra que houve pouca variação no contraste com a variação do DAP. A variação dos valores de DAP entre 9,00 e 22,60 µGy.m² proporcionou uma variação dos valores de contraste entre 40 e 50%. 90% dos valores de contraste flutuam em torno dos 45% (Gráfico 4.14). O desvio-padrão é 2,6% e a diferença entre os valores máximos e mínimos do contraste é de 6% (Tabela 4.3).

Tabela 4.3 – Valores de contraste, CNR, SNR e ruído

Parâmetros de QI	Máximo	Mínimo	Diferença	Desvio-Padrão (σ)
Contraste	43,9%	49,9%	6%	2,6%
SNR	9,85	6,34	3,51	0,98
CNR	8,31	4,98	3,33	0,97
Ruído	3,89	2,80	1,09	0,32

A Tabela 4.3 mostra os valores máximos, mínimos, a diferença entre eles e o desvio-padrão para o contraste, SNR, CNR e ruído obtidos com valores de DAP entre 9,00 e 22,60 $\mu\text{Gy.m}^2$.

Sem filtração adicional o contraste tende a aumenta com o DAP, sucedendo o inversa com 0,3 mm de Cu (ambos com $R^2 > 0,98$). Para os restantes valores não há uma tendência clara.

A Figura 4.1, ilustra um uma série de 5 imagens e os respetivos valores de DAP.

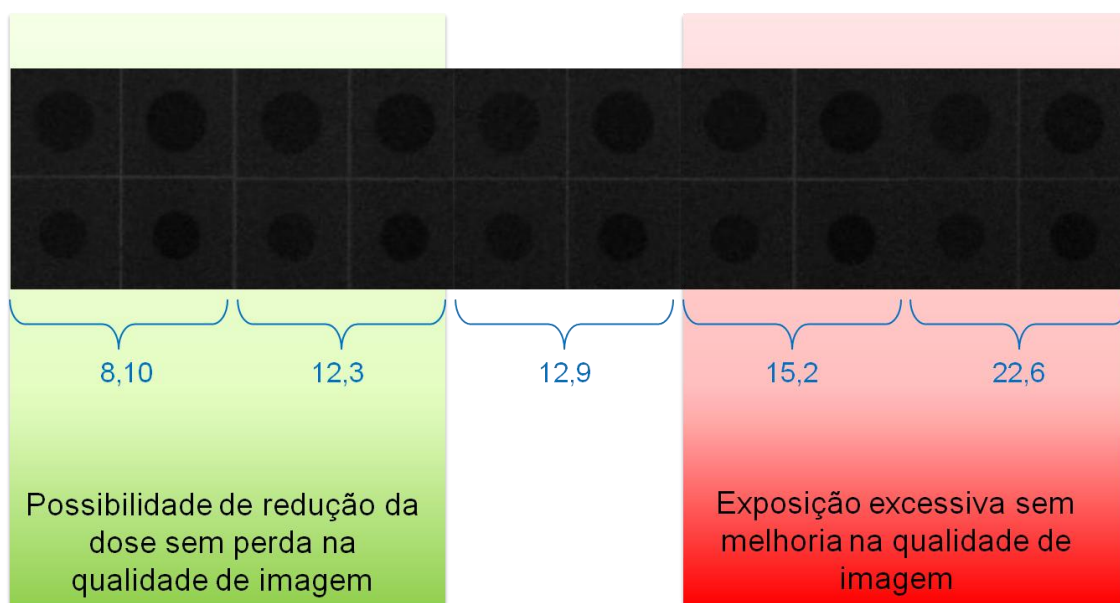


Figura 4.1 – Série de imagens obtidas com diferentes valores de dose

Nota-se que, visualmente, a influência da variação do DAP é nula. Por exemplo, não se nota diferença nenhuma entre uma imagem obtida a 8,10 $\mu\text{Gy.m}^2$ comparativamente à obtida a 22,6 $\mu\text{Gy.m}^2$.

Este resultados mostram que a melhoria da acurácia diagnóstica através da exposição excessiva pode não ser a melhor estratégia, isto porque a melhoria na

visualização de estruturas anatómicas de interesse pode não ser conseguida com mais dose.

4.3.2.2. Ruído

A avaliação do ruído das imagens é feita através do cálculo do desvio-padrão (σ) dos valores de NC numa ROI, conforme descrito no subcapítulo 2.7.5.2.

Neste trabalho, o ruído foi medido na zona do detetor não sobreposta pelo fantoma, conforme ilustra a Figura 4.2.

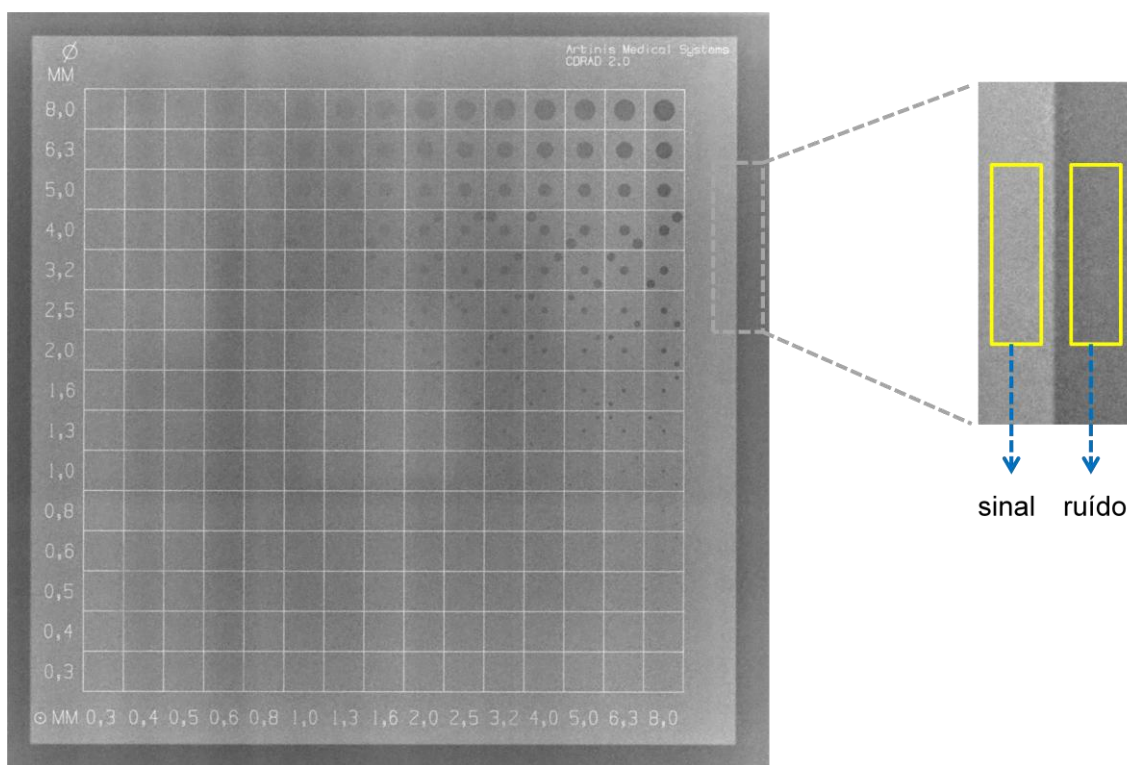


Figura 4.2 – Metodologia usada na seleção das ROI para a avaliação do ruído e SNR

Esta avaliação do ruído foi feita em função do DAP e os resultados estão representado no Gráfico 4.15.

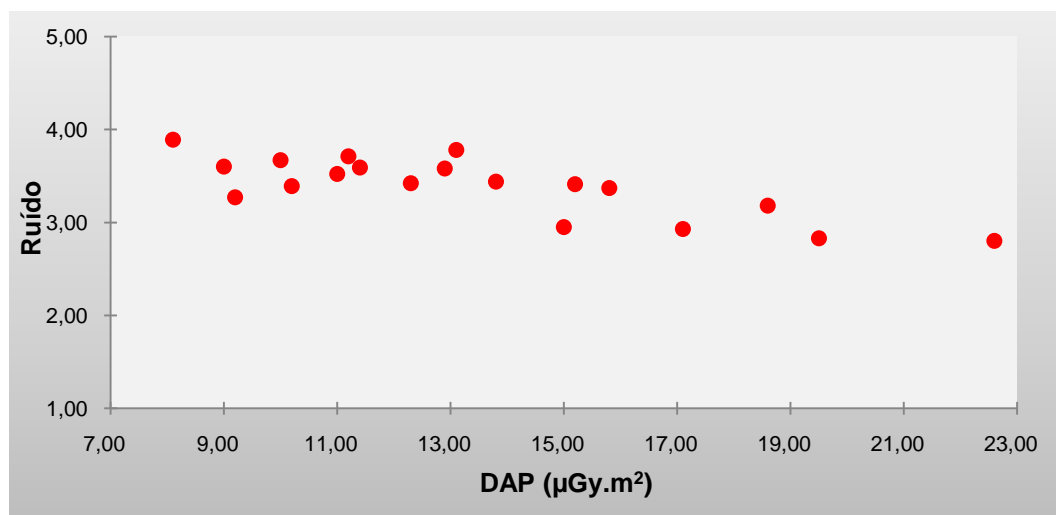


Gráfico 4.15 – Valores do ruído em função do DAP

Para qualquer valor de filtração adicional utilizada, o ruído tende a diminuir quando o DAP aumenta, apesar da variação não ser muito acentuada.

Sem filtração adicional e para 0,3 mm de Cu, a variação do ruído com o DAP é quase linear, com $R^2 > 0,90$. Para os restantes valores, a linearidade é menor, mas a diminuição do ruído é visível quando o DAP aumenta. A linha de tendência traçada é descente à medida que o DAP aumenta (Gráfico 4.15). Apesar disso, a variação dos valores de DAP entre 8,10 e 22,60 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ proporcionou um desvio-padrão de 0,32 e a diferença entre os valores máximos e mínimos de 1,09 para o ruído (Tabela 4.3).

Tendo em conta o maior efeito de mA*s no ruído, comparativamente ao kVp, e sabendo que o aumento do DAP foi acompanhado pelo aumento do mA*s, o resultado obtido vai ao encontro daquilo que era esperado.

4.3.2.3. Relação sinal-ruído (SNR)

O SNR foi calculado de acordo com o descrito em 2.7.4.3. Para tal, procedeu-se à seleção de duas ROI (uma para o “sinal” outra para o “ruído”), conforme indica a Figura 4.2.

A avaliação do SNR em função do DAP foi feita e os resultados estão representados no Gráfico 4.16.

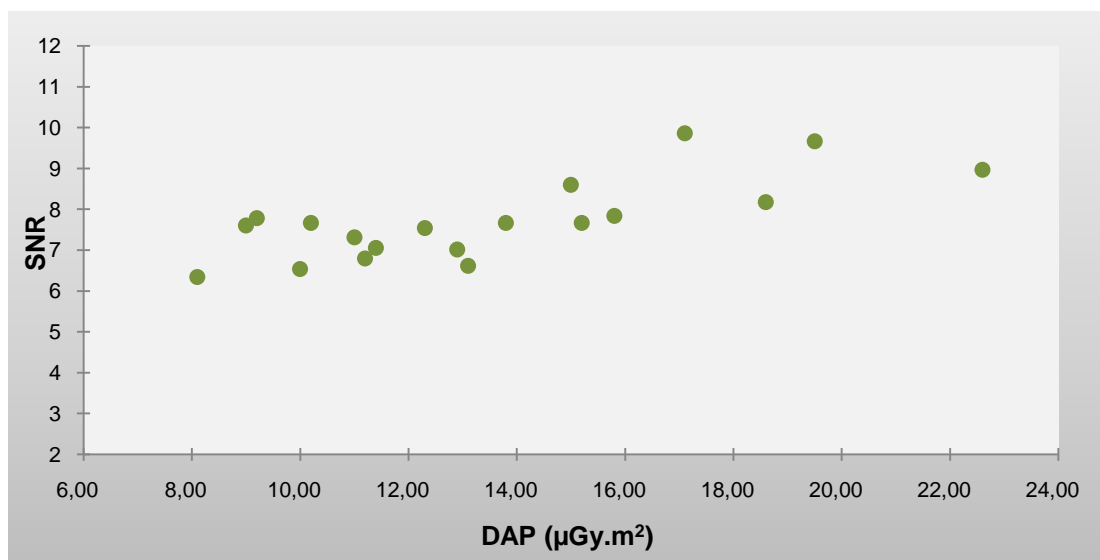


Gráfico 4.16 – Valores de SNR em função do DAP

Pelo Gráfico 4.16, é visível que, para todos os valores de filtração adicional, o SNR tende a aumentar de forma direta com o DAP.

Na ausência de filtração adicional e para 0,3 mm de Cu, a variação do SNR com o DAP aproxima-se à uma função polinomial de grau 2, com $R^2 > 0,99$. Para 0,2 mm de Cu $R^2 > 0,95$, sendo menor para 0,1 mm de Cu mas a tendência mantém-se.

Estes resultados eram esperados porque, quando se fez a análise do contraste, verificou-se que os valores de NC não alteram muito com a dose. Para o cálculo de SNR, esses valores de NC foram utilizados para determinar o “sinal”, portanto já se previa que o “sinal” não variasse muito. Na análise do ruído, verificou-se que o ruído diminui com o aumento do DAP. Sendo o SNR o quociente entre “sinal” e “ruído”, se o “ruído” diminui de forma mais acentuada, comparativamente ao “sinal”, é normal que o SNR aumente.

Para qualquer valor de filtração adicional, de acordo com o “modelo de Rose”, é possível a detecção de detalhes, uma vez que SNR é maior que 5.

4.3.2.4. Relação contraste-ruído (CNR)

A Relação Contraste-Ruído (CNR) foi calculada de acordo com a metodologia descrita no subcapítulo 2.7.4.4. Para isso foi necessário a seleção das ROI conforme ilustra a Figura 3.6.

O Gráfico 4.17 ilustra os valores de CNR obtidos para diferentes valores de DAP.

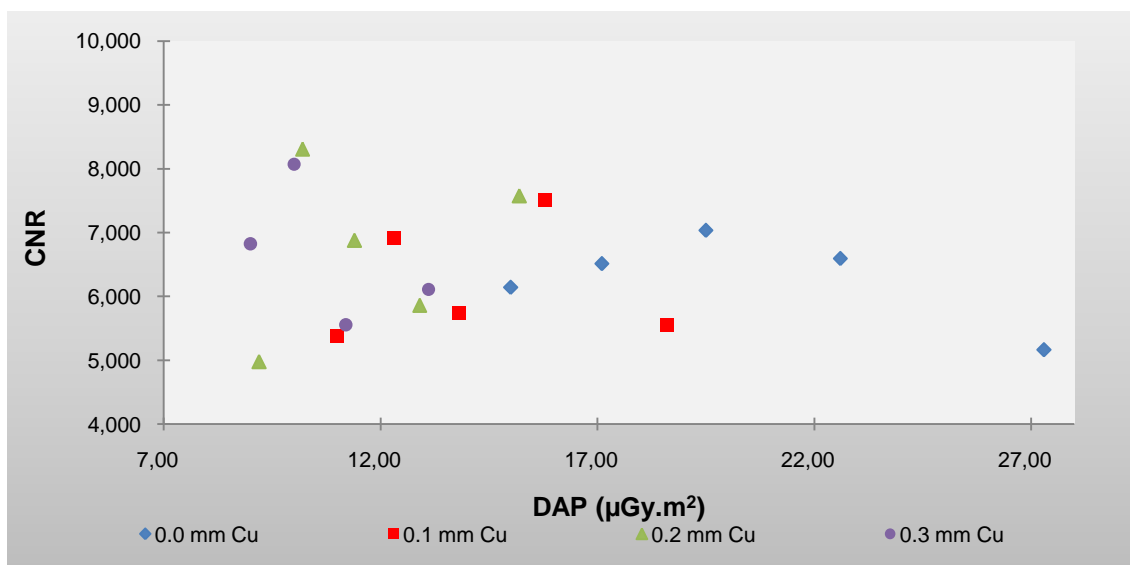


Gráfico 4.17 – Valores de CNR para diferentes valores de DAP e filtração adicional

O valor de CNR é pouco afetado pelo DAP, e a correlação é baixa entre eles, excetuando quando não se opta pela filtração adicional que apresenta $R^2 > 0,97$. A diferença entre os valores máximo e mínimo de CNR é de 3,31 e o desvio-padrão de 0,97 (Tabela 4.3)

5. CONCLUSÕES

Os resultados deste estudos são inequívocos quanto ao efeito da tensão de ampola (kVp) no valor da dose. É bastante evidente que o aumento de kVp provoca o aumento da dose.

Optando pela variação separada dos parâmetros técnicos de exposição (kVp e mA*s), notou-se uma elevada correlação entre esses parâmetros e a dose. No caso do mA*s, a variação com a dose é linear. Para duplicar a dose é necessário duplicar o mA*s. No que se refere ao kVp, o valor da dose pode ser duplicado sem ser necessário a sua duplicação, sendo suficiente, nalguns casos, um aumento na ordem dos 20%. Isto mostra maior influência de kVp na dose, comparativamente ao mA*s.

Portanto, quando se irradia um paciente, é fulcral ter em atenção que a adoção de valores altos de kVp e mA*s aumenta a probabilidade de exposição excessiva e isso vai contra os princípios da proteção radiológica. Deste modo, a opção pelo CAE é bastante útil na medida em que o aumento de um dos parâmetros é compensado pela diminuição do outro. Isto faz com que haja controlo da exposição por parte do próprio equipamento, evitando eventuais falhas do operador na seleção dos parâmetros.

Apesar da teoria de que, em SD, imagens mais contrastadas serem conseguidas com valores baixos de kVp, visualmente, com o sistema CR utilizado neste estudo, isso não se verificou. Para diferentes valores de kVp e filtração adicional, verificou-se pouca variação dos valores de SNR ($\sigma = 0,98$), CNR ($\sigma = 0,97$) e contraste ($\sigma = 2,6\%$).

Verificou-se a tendência de SNR a aumentar e do ruído a diminuir quando a dose aumenta.

O IQF_{inv} tende a diminuir quando o kVp aumenta. Melhores resultados em termos de IQF_{inv} foram alcançados para valores de tensão de ampola abaixo de 99 kVp.

Quando se opta pelo modo manual de exposição, baixa dose é conseguida com valores baixos de kVp, sem muita influência na QI, logo, a adoção desses valores baixos é benéfica para a proteção do paciente e é possível manter a acurácia diagnóstica.

A teoria de que a filtração adicional permite reduzir a dose foi confirmada com os resultados deste estudo. Notou-se claramente que o valor de dose decai sempre que a espessura de mm de Cu for aumentada, sendo esse decaimento acompanhado

pela degradação da QI. Apesar disso, a magnitude com que decai a dose e a QI permitem recomendar o recurso à filtração adicional sempre, pelo facto de uma redução na ordem dos 60% no valor da dose reduzir em apenas 7% o IQFInv e dos resultados de SNR e CNR serem melhorados quando se opta pela filtração adicional.

A questão que se propõe é: até que ponto é aceitável uma redução na QI? Isso é relativo. Quando se diz que há uma redução do IQFInv, significa que a quantidade de detalhes detetados foi menor. É legítimo pensar que, quem desenvolveu o fantoma CDRAD, equiparou os seus detalhes às lesões numa imagem radiográfica patológica e, deste modo, menor quantidade de detalhes detetados (na radiografia do CDRAD) pode ser equiparado à menor quantidade de lesões detetados (na radiografia do paciente) e, quando isso acontece, a qualidade diagnóstica é afetada. Quando se pretende diagnosticar uma fratura, a degradação da QI em 7% pode não afetar a qualidade diagnóstica, mas se a tarefa diagnóstica for detetar lesões pulmonares (radiografia ao tórax) ou microcalcificações (mamografia), esses 7% podem fazer toda a diferença. Portanto, o rigor com que se aceita ou rejeita uma degradação da QI é dependente do objetivo do diagnóstico.

Em suma, as conclusões deste trabalho resumem-se no seguinte:

- A dose varia diretamente com os valores adotados dos parâmetros técnicos (kVp e mA*s);
- No modo semiautomático (com controlo do mA*s pelo equipamento), o aumento do kVp permite reduzir a dose;
- É possível duplicar a dose com um aumento de kVp em cerca de 20%. Para o mA*s, esse aumento tem que ser de 100%;
- Na avaliação da QI pelo IQFInv, a QI é degradada pelo aumento do kVp e na presença da filtração adicional;
- A filtração adicional tem o potencial de reduzir a dose em até 80%, com a degradação da QI em apenas 8%.

Baseando nestas conclusões, este trabalho permite recomendar:

- ✓ A caracterização do equipamento como o primeiro passo da otimização e cumprimento de possíveis NRD;
- ✓ A diminuição de kVp e mA*s, quando se opta pelo modo manual de exposição, de modo a expor menos o paciente;
- ✓ A adoção de baixos valores de kVp no modo (semi)automático, do ponto de vista da melhoria da QI;

- ✓ A adoção de altos valores de kVp no modo (semi)automático, do ponto de vista da proteção do paciente;
- ✓ Considerar, sempre, uso da filtração adicional;
- ✓ Direcionar as estratégias de otimização para a proteção do paciente e focar menos na QI.

REFERÊNCIAS

- [1] Zhang M, Chu C., Optimization of the Radiological Protection of Patients Undergoing Digital Radiography, *J Digit Imaging*, 2012, 25:196-200.
- [2] Teles P et al.. Relatório sobre os resultados do projeto Dose Datamed 2 Portugal, IST/ITN, 2012.
- [3] Brenner D., Hall E., Computed Tomography – An Increasing Source of Radiation Exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277-84.
- [4] Brenner D., Hall E., Cancer risks from diagnostic radiology. *The British Journal of Radiology*, 2008, 81:362-378.
- [5] Mettler et al., Radiologic and Nuclear Medicine Studies in the United States and Worldwide: Frequency, Radiation Dose, and Comparison with Other Radiation Sources – 1950-2007. *Radiology* 2009; 253:520–531.
- [6] Olerud H. et al., Trends in examination frequency and population doses in Norway, 2002 – 2008. NSFS Conference, Reykjavík, August 22-25, 2011.
- [7] Vaño E. et al., Transition from Screen-Film to Digital Radiography: Evolution of Patient Radiation Doses at Projection Radiography. *Radiology* 2007; 243:461– 466.
- [8] Pascoal A. et al., Evaluation of a software package for automated quality assessment of contrast detail images – comparison with subjective visual assessment. *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) 5743-5757.
- [9] Sandborg M. et al., Demonstration of correlations between clinical and physical image quality measures in chest and lumbar spine screen–film radiography. *The British Journal of Radiology*, 74 (2001), 520-528.
- [10] Park H. et al., The Relationship between Subjective and Objective Parameters in CT Phantom Image Evaluation. *Korean J Radiol* 2009;10:490-495.
- [11] Seibert J., X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of X-Ray Production. *J Nucl Med Technol* 2004; 32:139-147.
- [12] Bushberg J. et al., *The Essential of Physics of Medical Imaging*, 2nd Ed., Lippincott Williams and Wilkins, 2002.
- [13] Hendee W., Ritenour E., *Medical Imaging Physics*, 4th Ed, Wiley-Liss, 2002.
- [14] Martin J., *Physics for Radiation Protection: A Handbook*, 2nd Ed, Wiley-Vch, 2006.
- [15] Seibert A., Boone J., X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation. *J Nucl Med Technol* 2005; 33:3-18.
- [16] Bushberg J., *The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: X-Ray interactions*. *RadioGraphics* 1998; 18:457-468.
- [17] Martin CJ, The importance of radiation quality for optimisation in radiology, *Biomed Imaging Interv J* 2007; 3(2):e38.
- [18] Hsieh J., *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*, 2nd Ed, Wiley Inter-Science, 2009.
- [19] International Atomic Energy Agency (IAEA), *Dosimetry in diagnostic radiology : an international code of practice*. 2007
- [20] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), *Fundamental quantities and units for ionizing radiation (revised)*, *Journal of the ICRU* Vol. 11 N°1 (2011) Report 85.
- [21] International Atomic Energy Agency (IAEA). *Relative biological effectiveness in ion beam therapy*. 2008.
- [22] The International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Recommendation of the ICRP: Publication 103*, 2007. ISBN-13: 978-0-7020-3063-5.

- [23] Wrixon A., New ICRP recommendations, *J. Radiol. Prot.* 28 (2008) 161-168.
- [24] Organisation for Economic Co-operation and Development (OECD). Evolution of ICRP Recommendations 1977, 1990 and 2007: Changes in Underlying Science and Protection Policy and their Impact on European and UK Domestic Regulation, 2011, ISBN 978-92-64-99153-8.
- [25] Lança L, Silva A. Digital Imaging Systems for Plain Radiography. Springer. 2013. ISBN 978-1-4614-5067-2.
- [26] Smans K. The development of dose optimisation strategies for x-ray examinations of newborns. Doctoral Dissertation. Department of Radiology, Katholieke Universiteit Leuven, Belgium. 2009. ISBN 978-94-6018-117-7.
- [27] Limacher M et al. Radiation Safety in the Practice of Cardiology. *JACC* Vol. 31, N. 4, March 15, 1998:892-913.
- [28] Faulkner K., Broadhead D., Harrison R., Patient dosimetry measurement methods, *Applied Radiation and Isotopes* 50 (1999) 113-123.
- [29] Kettunen A. Radiation Dose and Radiation Risk to Foetuses and Newborns During X-ray Examinations. STUK-A204. Helsinki 2004, 155 pp +apps. 19 pp., ISBN 951-712- 861-4.
- [30] Kiljunen T., Jarvinen H., Savolainen S., Diagnostic reference levels for thorax X-ray examinations of paediatric patients, *The British Journal of Radiology*, 80 (2007), 452-459.
- [31] Tapiovaara M., Siiskonen T., PCXMC: A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations, 2nd Ed, STUK-A231, ISBN 978-952-478-396-5.
- [32] Kim J. et al., An investigation of backscatter factors for kilovoltage x-rays: a comparison between Monte Carlo simulations and Gafchromic EBT film measurements, *Phys. Med. Biol.* 55 (2010) 783-797.
- [33] Edmonds K. Diagnostic reference levels as a quality assurance tool. *The Radiographer* 2009; 56 (3): 32-37.
- [34] ICRP. Radiation and your patient: A guide for medical practitioners. 2002
- [35] Stabin M. Radiation Protection and Dosimetry. 2007. ISBN 978-0-387-49982-6.
- [36] Shah D et al.. Radiation-induced cancer: a modern view. *The British Journal of Radiology*, 85 (2012), e1166-e1173.
- [37] Hall E., Giaccia A., Radiobiology for the Radiologist, 6th Ed, Lippincott Williams and Wilkins, 2006, ISBN 0-7817-4151-3.
- [38] Tubiana M. et al., Introduction to the Radiobiology, 1st Ed, Taylor and Francis, 1990, ISBN-10: 0850667453.
- [39] Bolus N., Basic Review of Radiation Biology and Terminology, *J Nucl Med Technol* 2001; 29:67-73.
- [40] Vala I. et al., Low Doses of Ionizing Radiation Promote Tumor Growth and Metastasis by Enhancing Angiogenesis, *PLoS ONE* 5 (6): e11222.
- [41] United States Nuclear Regulatory Commission (USNRC). Biological Effects of Radiation. Disponível em <http://www.nrc.gov/reading-rm/basic-ref/teachers/09.pdf>. Último acesso: 18.06.13.
- [42] Balter S et al.. Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: A Review of Radiation Effects on Patients' Skin and Hair. *Radiology* 2010; 254:326-341.
- [43] Vaño E et al.. Skin radiation injuries in patients following repeated coronary angioplasty procedures. *The British Journal of Radiology*, 74 (2001), 1023-1031.
- [44] Wagner L. Radiation injury is a potentially serious complication to fluoroscopically-guided complex interventions. *Biomed Imaging Interv J* 2007; 3(2):e22.
- [45] Schull W. The somatic effects of exposure to atomic radiation: The Japanese experience, 1947-1997. *PNAS* May 12, 1998 vol. 95 no. 105437-5441.

[46] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). Report of the UNSCEAR 2010. Fifty-seventh session, includes Scientific Report: summary of low-dose radiation effects on health. 2011. ISBN 978-92-1-642010-9.

[47] Martin C et al.. Risk control in medical exposures. Disponível em: <http://fds.oup.com/www.oup.com/pdf/13/9780192630827.pdf>. Último acesso: 18.06.13.

[48] Seeram E, Brennan P. Diagnostic Reference Levels In Radiology. Radiol Technol May/June 2006 77:373-384.

[49] Cooper J. Radiation protection principles. J. Radiol. Prot. 32 (2012) N81-N87.

[50] The Society and College of Radiographers, The Royal College of Radiologists, Institute of Physics and Engineering in Medicine. A Guide to Understanding the Implications of the Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations in Radiotherapy. 2008. ISBN 190503430X.

[51] IAEA. Fundamental safety principles: Safety fundamentals. N° SF-1 (2006). ISBN 92-0-110706-4.

[52] Portugal, Ministério da Saúde. Decreto-Lei nº 180/2002 de 8 de Agosto.

[53] Tingberg A. Quantifying the quality of medical x-ray images: An evaluation based on normal anatomy for lumbar spine and chest radiography. Doctoral Dissertation. Department of Radiation Physics, Malmö, Lund University. 2000

[54] Portugal, Ministério da Saúde. Decreto-Lei nº 222/2008 de 17 de Novembro.

[55] The Phantom Laboratory, Catphan 500 and 600 Manual. Disponível em: <http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan500-600manual.pdf>. Último acesso: 23.06.2013.

[56] Herrmann T et al. Best Practices in Digital Radiography. Radiol Technol September/October 2012,84:83-89.

[57] Gray J, Princehorn J. HTC™ Grids Improve Mammography Contrast. Disponível em: http://www.hologic.com/data/File/pdf/W-BI-HTC_HTC%20GRID_09-04.pdf. Último acesso: 25.06.2013.

[58] Christiaan K. Improving digital image quality for larger patient sizes without compromises. Disponível em: <http://www.dunlee.com/resources/content/1/0/8/0/documents/WhitePaper%20Hi-5%20Grid.pdf>. Último acesso: 25.06.2013.

[59] Tsoukatos G. Utilization of Radiographic Grids in Medical Imaging: Everything You Wanted to Know...but Were Afraid to Ask. Disponível em: <http://www.eradimaging.com/site/article.cfm?ID=763>. Último acesso: 25.06.2013.

[60] Barnes G. Contrast and Scatter in X-ray Imaging. RadioGraphics 1991; 11:307-323.

[61] Roberts J, Evans S, Rees M. Optimisation of imaging technique used in direct digital radiography. J. Radiol. Prot. 26 (2006) 287-299.

[62] Bernhardt T et al. Digital selenium radiography: anti-scatter grid for chest radiography in a clinical study. The British Journal of Radiology, 73 (2000), 963-968.

[63] Fetterly K, Schueler B. Experimental evaluation of fiber-interspaced antiscatter grids for large patient imaging with digital x-ray systems. Phys. Med. Biol. 52 (2007) 4863-4880.

[64] Tsuji Y et al. Scatter radiation and the effects of air gaps in cephalometric radiography. Oral Radiol (2006) 22:7-13.

[65] Lança et al. Evaluation of exposure parameters in plain radiography: a comparative study with european guidelines. Radiat Prot Dosimetry (2008) 129 (1-3): 316-320.

[66] Johnston D, Brennan P. Reference dose levels for patients undergoing common diagnostic X-ray examinations in Irish hospitals. The British Journal of Radiology, 73 (2000), 396-402.

[67] The Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency (ARPANSA). National Diagnostic Reference Level Fact Sheet. Disponível em: <http://www.arpansa.gov.au/pubs/Services/NRDL/NRDLfactsheet.pdf>. Último acesso: 25.06.2013.

[68] Gray J et al. Reference Values for Diagnostic Radiology: Application and Impact. *Radiology* 2005; 235:354-358.

[69] Seeram E, Brennan P. Diagnostic Reference Levels In Radiology. *Radiol Technol* May/June 2006 77:373-384.

[70] Brennan P, Matthews K. The application of diagnostic reference levels: General principles and an Irish perspective. *Radiography* (2009) 15, 171-178.

[71] Hart D et al. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *The British Journal of Radiology*, 82 (2009), 1-12.

[72] Škrk D, Zdešar U, Žontar D. Diagnostic reference levels for X-ray examinations in Slovenia. *Radiol Oncol* 2006; 40(3): 189-95.

[73] Borlinhas F et al. Contributo para o Estabelecimento de Níveis de Referência de Diagnóstico em Equipamentos de TC Multidetectores. *Acta Radiológica Portuguesa*, Vol. XXIII, nº 89, pág. 17-24, Jan.-Abr., 2011.

[74] Teles P et al. Estimation of the collective dose in the Portuguese population due to medical procedures in 2010. *Radiat Prot Dosimetry* (2013) 154(4): 446-458.

[75] Chougule A. Reference Doses in Radiological Imaging. *Pol J Med Phys Eng* 2005;11(2):115-126.

[76] Korner M et al. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. *RadioGraphics* 2007; 27:675-686.

[77] Samei E et al. AAPM/RSNA Tutorial on Equipment Selection: PACS Equipment Overview General Guidelines for Purchasing and Acceptance Testing of PACS Equipment. *RadioGraphics* 2004; 24:313-334.

[78] Bragg D, Murray K, Tripp D. Experiences with Computed Radiography: Can We Afford the Cost? *AJR* 1997;1 69:935-941.

[79] Kasap S, Rowlands J. Direct-conversion flat-panel X-ray image detectors. *IEE Proc.-Circuits Devices Syst.*, Vol. 149, N. 2, April 2002.

[80] Yaffe M, Rowlands J. X-ray detectors for digital radiography. *Phys. Med. Biol.* 42 (1997) 1-39.

[81] Chotas H, Dobbins J, Ravin C. Principles of Digital Radiography with Large-Area, Electronically Readable Detectors: A Review of the Basics. *Radiology* 1999; 210:595-599.

[82] Zhao W et al. An indirect flat-panel detector with avalanche gain for low dose x-ray imaging: SAPHIRE (Scintillator Avalanche Photoconductor with High Resolution Emitter readout). *Proc. of SPIE* Vol. 6913 69130M.

[83] Seibert J. Flat-panel detectors: how much better are they? *Pediatr Radiol* (2006) 36 (Suppl 2): 173-181.

[84] Rowlands J. The physics of computed radiography. *Phys. Med. Biol.* 47 (2002) R123-R166.

[85] AAPM. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems: Report of AAPM Task Group 10. 2006.

[86] Cowen A, Davies A, Kengyelics S. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. *Clinical Radiology* (2007) 62, 1132-1141.

[87] Smith A. Image Quality of CR Mammography. Disponível em: http://www.hologic.com/data/W-BI-CR_11-06.pdf. Último acesso: 25.06.2013.

[88] Leblans P, Struye L, Willems P. A New Needle-Crystalline Computed Radiography Detector. *Journal of Digital Imaging*, Vo113, No 2, Suppl 1 (May), 2000: pp 117-120.

- [89] Schaetzing R. Computed Radiography Technology. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 2003; pp 7-22.
- [90] Schaefer-Prokop C et al. Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *Eur Radiol* (2008) 18: 1818-1830.
- [91] Yorkston J. Recent developments in digital radiography detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 580 (2007) 974-985.
- [92] Schaefer-Prokop C et al. DR and CR: Recent advances in technology. *European Journal of Radiology* 72 (2009) 194-201.
- [93] Cowen A, Davies A, Kengyelics S. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. *Clinical Radiology* (2008) 63, 487-498.
- [94] Riccardi L et al. Comparison between a built-in "dual side" chest imaging device and a standard "single side" CR. *Med Phys.* 2007 Jan;34(1):119-26.
- [95] Monnin P et al. An image quality comparison of standard and dual-side read CR systems for pediatric radiology. *Med Phys.* 2006 Feb;33(2):411-20.
- [96] Gruber M et al. Feasibility of Dose Reduction Using Needle-Structured Image Plates Versus Powder-Structured Plates for Computed Radiography of the Knee. *AJR* 2011; 197:W318-W323.
- [97] Korner M et al. Initial clinical results with a new needle screen storage phosphor system in chest radiograms. *Rofo.* 2005 Nov;177(11):1491-6.
- [98] Neitzel U. Status and prospects of digital detector technology for CR and DR. *Radiation Protection Dosimetry* (2005), Vol. 114, Nos 1-3, pp. 32-38.
- [99] Veldkamp W, Kroft L, Geleijns J. Dose and perceived image quality in chest radiography. *European Journal of Radiology* 72 (2009) 209-217.
- [100] Kroft L et al. Dose reduction in digital chest radiography and perceived image quality. *The British Journal of Radiology*, 80 (2007), 984–988.
- [101] Persliden J. Digital radiology and the radiological protection of the patient. *Eur Radiol Syllabus* (2004) 14:50-58.
- [102] AAPM. An Exposure Indicator for Digital Radiography: Report of AAPM Task Group 116. 209. ISBN: 978-1-888340-86-0
- [103] IEC. IEC 62494-1. Medical electrical equipment – Exposure index of digital X-ray imaging systems – Part 1: Definitions and requirements for general radiography. ISBN 2-8318-9944-3.
- [104] Mervyn D et al. Quality assurance: using the exposure index and the deviation index to monitor radiation exposure for portable chest radiographs in neonates. *Pediatr Radiol.* 2011 May;41(5):592-601.
- [105] Warren-Forward H et al. An assessment of exposure indices in computed radiography for the posterior–anterior chest and the lateral lumbar spine. *The British Journal of Radiology*, 80 (2007), 26-31.
- [106] Tapiovaara M. STUK-A196. Objective Measurement of Image Quality in Fluoroscopic X-ray Equipment: FluoroQuality. *Helsinki 2003, 50 pp. + apps.13 pp.*
- [107] Tapiovaara M. Relationships between Physical Measurements and User Evaluation of Image Quality in Medical Radiology – a Review. STUK-A219. Helsinki 2006, 62 pp.
- [108] Marsh D, Malone J. Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality. *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 94, Nos 1–2, pp. 37-42 (2001).
- [109] Martin CJ, Sharp P, Sutton D. Measurement of image quality in diagnostic radiology. *Applied Radiation and Isotopes* 50 (1999) 21-38.

- [110] Alsleem H, Davidson R. Quality parameters and assessment methods of digital radiography images [online]. *Radiographer: The Official Journal of the Australian Institute of Radiography, The*, Vol. 59, No. 2, Jun 2012: 46-55.
- [111] Samei E. Performance of Digital Radiographic Detectors: Quantification and Assessment Methods. *Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 2003*; pp 37–47.
- [112] Samei E et al. Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. *Med. Phys.* 33 ,5, May 2006.
- [113] Williams M et al. Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition. *J Am Coll Radiol* 2007;4:371-388.
- [114] Bourne R. *Fundamentals of Digital Imaging in Medicine*. Springer. 2010.
- [115] Davidson R. Radiographic contrast-enhancement masks in digital radiography. Doctoral Dissertation. School of Medical Radiation Sciences, Faculty of Health Science, University of Sydney. 2006.
- [116] Bushberg J. et al., *The Essential of Physics of Medical Imaging*, 3rd Ed., Lippincott Williams and Wilkins, 2011
- [117] Thijssen MAO, Bijkerk KR, Artinis Medical Systems. Manual: contrast-detail phantom Artinis CDRAD type 2.0.
- [118] IAEA. Measurement uncertainty – A practical guide for Secondary standards dosimetry laboratories. 208. ISBN 978-92-0-104408-2.
- [119] STUK, Guide ST 1.9. Radiation practices and radiation measurements. 2008. ISBN 978-952-478-364-4 (pdf)
- [120] Sun Z et al. Optimization of chest radiographic imaging parameters: a comparison of image quality and entrance skin dose for digital chest radiography systems. *Clinical Imaging* 36 (2012) 279–286.
- [121] Lu Z et al. Comparison of computed radiography and film-screen combination using a contrast-detail phantom. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 4, No. 1, Winter 2003.
- [122] Ramanaidu S et al. Evaluation of radiation dose and image quality following changes to tube potential (kVp) in conventional paediatric chest radiography. *Biomed Imaging Interv J* 2006; 2(3):e35.
- [123] Gkanatsios N, Huda W, Peters K. Effect of radiographic techniques (kVp and mAs) on image quality and patient doses in digital subtraction angiography. *Med. Phys.* 29 .8., August 2002.
- [124] Lança L. Radiological imaging in digital systems: the effect of exposure parameters in diagnostic quality and patient dose. Doctoral Dissertation. Secção Autónoma das Ciências da Saúde, Universidade de Aveiro. 2011.
- [125] Alzimami K et al. Optimisation of computed radiography systems for chest imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 600 (2009) 513–518.
- [126] Fung K, Gilboy W. The effect of beam tube potential variation on gonad dose to patients during chest radiography investigated using high sensitivity LiF:Mg,Cu,P thermoluminescent dosimeters. *The British Journal of Radiology*, 74 (2001), 358-367.
- [127] Hamer O et al. Chest Radiography with a Flat-Panel Detector: Image Quality with Dose Reduction after Copper Filtration. *Radiology* 2005; 237:691-700.
- [128] Brosi P et al. Copper filtration in pediatric digital X-ray imaging: its impact on image quality and dose. *Radiol Phys Technol* (2011) 4:148–155.
- [129] Moore C, Beavis A, Saunderson J. Investigation of optimum X-ray beam tube voltage and filtration for chest radiography with a computed radiography system. *The British Journal of Radiology*, 81 (2008), 771–777.

[130] Bjelac O et al. Patient doses and image quality in chest radiography: the influence of different beam qualities. *Nuclear Technology and Radiation Protection* (2007) 22, Issue 2, 48-52.

[131] Honey I, MacKenzie A, Evans D. Investigation of optimum energies for chest imaging using film–screen and computed radiography. *The British Journal of Radiology*, 78 (2005), 422–427.

[132] Pascoal A et al. Evaluation of a software package for automated quality assessment of contrast detail images – comparison with subjective visual assessment. *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) 5743–5757.

[133] Tung C et al. A phantom study of image quality versus radiation dose for digital radiography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 580 (2007) 602–605.

[134] Bacher K et al. Image Quality and Radiation Dose on Digital Chest Imaging: Comparison of Amorphous Silicon and Amorphous Selenium Flat-Panel Systems. *AJR* 2006; 187:630–637.