

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Caracterização das Qualidades de Radiação X de Diagnóstico, segundo a Norma Internacional IEC 61267

Patrícia Isabel Baptista Jorge de Medeiros Limede

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da
Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Doutor Carlos Manuel Azevedo de Sousa Oliveira
Instituto Tecnológico e Nuclear

e

Co-Orientador: Mestre João Vítor da Silva Cardoso
Instituto Tecnológico e Nuclear

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica
2010

“The most exciting phrase to hear in science, the one that heralds new discoveries, is not Eureka! (I found it!) but rather, hmm... that’s funny...”

Isaac Asimov

Agradecimentos

Os meus mais sinceros agradecimentos,

Ao Dr. Carlos Oliveira e ao Mestre João Cardoso, pela orientação científica, motivação e apoio ao longo de todo este ano de trabalho. A transmissão de conhecimentos e experiência que me proporcionaram foi essencial para o desenvolvimento desta tese. Agradeço também ao Luís Santos e André Castro, pela disponibilidade e ajuda que demonstraram nas mais diversas ocasiões.

Ao Instituto Tecnológico e Nuclear, pela disponibilização das suas infra-estruturas, e a todos os elementos da Unidade de Protecção e Segurança Radiológica (UPSR).

Aos meus companheiros do “grupinho maravilha” do ITN. Cátia Santos, Hugo Silva, Milton Rodrigues e Rui Costa... obrigado por me aturarem nos meus dias de mau humor e nos vários momentos de stress, por toda a ajuda que me ofereceram e por todas as risadas que partilhámos.

A todos os meus amigos, com quem partilhei muitos bons momentos ao longo do meu percurso académico. Em especial à Joana Neves... obrigado pela tua amizade, por ouvires os meus desabafos e por todo o apoio e compreensão que sempre demonstraste.

Por fim, mas nunca menos importante, à minha família.

Aos meus pais, Emília e José Manuel, por todas as oportunidades que me proporcionaram ao longo da vida, pelo seu apoio incondicional, amor e carinho. Sem vocês nada disto seria possível.

Aos meus tios, Rosette e Delfim, ao meu irmão João, à minha prima Joana e à minha cunhada Bela, por todo o carinho, incentivo e paciência.

Aos meus padrinhos, Titi e Papu, e aos meus avós, que onde quer que estejam, me dão forças para continuar...

Muito Obrigado!

Resumo

A crescente utilização dos métodos de radiodiagnóstico exige um controlo metrológico adequado dos dosímetros utilizados no controlo de qualidade dos equipamentos, que é efectuado através da definição de padrões das grandezas dosimétricas do radiodiagnóstico.

O principal objectivo do trabalho desenvolvido foi a caracterização de qualidades de radiação, seguindo os procedimentos e critérios descritos na norma internacional IEC 61267, com o intuito de utiliza-las no controlo metrológico dos dosímetros usados em radiodiagnóstico. Para estabelecer qualidades de radiação padrão, foi determinada a filtração adicional necessária, em mm de alumínio, para obter os valores da espessura semi-redutora (*Half Value Layer* – HVL) descritas na norma internacional. Todas as medições experimentais foram desenvolvidas no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto Tecnológico e Nuclear (LMRI – ITN), e as qualidades de radiação caracterizadas foram as RQR e RQA, utilizadas em diagnóstico convencional, e RQT, utilizada em tomografia computadorizada, para energias desde 40keV até 150keV.

Também foi realizado o estudo dosimétrico para as qualidades de radiação RQR, que envolveu duas etapas, experimental e simulação computacional utilizando o código de Monte Carlo.

Os resultados obtidos na caracterização das qualidades de radiação RQR, RQA e RQT, satisfazem os critérios estabelecidos pela norma.

Palavras Chave: Raios X; Qualidade de Radiação; HVL; Dosimetria; Monte Carlo.

Abstract

The increasing use of methods of diagnostic radiology requires an appropriate metrological control of dosimeters used for quality control of equipment, which is achieved by setting standards of dosimetric quantities of diagnostic radiology.

The main purpose of the work developed was the characterization of radiation qualities, following the procedures and criteria described in the international standard IEC 61267, with the intention of using them in the metrological control of dosimeters used in diagnostic radiology. To establish standard radiation qualities, the necessary additional filtration, in mm of aluminum, was determined, to obtain the correct values of Half Value Layer – HVL, described in the international standard. All the experimental measurements were developed in the Metrological Laboratory of Ionizing Radiation in the Nuclear and Technological Institute (LMRI – ITN), and the radiation qualities characterized were the RQR and RQA, used in conventional diagnostic, and RQT, used in computed tomography, for energies from 40keV to 150keV.

It was also performed the dosimetric study for the radiation qualities RQR, which involved two steps, experimental and computational simulation using the Monte Carlo code.

The results obtained in the characterization of the radiation qualities RQR, RQA and RQT, meet the criteria established by the international standard.

Key Words: X Ray; Radiation Quality; HVL; Dosimetry; Monte Carlo.

Lista de Abreviações

μ	coeficiente linear de atenuação
μ/ρ	coeficiente mássico de atenuação
ANOVA	<i>Single-factor analysis of variance</i>
B_f	factor de aumento
C_{PT}	factor de correcção de pressão e temperatura
h	coeficiente de homogeneidade
H_0	Hipótese nula
H_a	Hipótese alternativa
HVL	<i>half value layer</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
ITN	Instituto Tecnológico e Nuclear
k_Q	factor de correcção para a qualidade de radiação Q
<i>l.p.m</i>	livre percurso médio
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
N_K	coeficiente de calibração para kerma no ar para a qualidade de radiação de referência
P	pressão
q	carga
R^2_{ajs}	coeficiente de correlação ajustado
RQA	<i>Radiation Qualities based on a Phantom made up of an aluminum Added Filter</i>
RQR	<i>Radiation Qualities in Radiation Beams emerging from the X-ray Source Assembly</i>
RQT	<i>Radiation Qualities based on copper Added Filter</i>
T	temperatura
TC	tomografia computadorizada
ρ	densidade
χ^2_{red}	coeficiente qui-quadrado reduzido

Índice

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	vi
Lista de Abreviações	vii
Índice	viii
Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas	xiv
<i>Capítulo I – Introdução</i>	1
<i>Capítulo II – Interação dos Raios X com a matéria</i>	3
II.1 Processos de Interação dos fótons com a matéria	3
II.1.1 Efeito Fotoelétrico	3
II.1.2 Efeito Compton	4
II.1.3 Produção de Pares	6
II.2 Atenuação dos fótons	7
II.2.1 Curva de Atenuação	7
II.2.2 Coeficientes de Atenuação	8
II.2.2.1 Coeficiente Linear de Atenuação Total	8
II.2.2.2 Coeficiente Mássico de Atenuação Total	8
II.2.3 Efeito do Factor de Aumento (<i>Build Up</i>)	9
<i>Capítulo III – Grandezas e Unidades</i>	11
III.1 Grandezas Radiométricas	11
III.1.1 Fluxo	11
III.1.2 Fluxo de Energia	11
III.1.3 Fluência	12
III.1.4 Fluência de Energia	12
III.2 Grandezas Dosimétricas	12
III.2.1 Kerma	12
III.2.2 Exposição	13
III.2.3 Energia Depositada	13
III.2.4 Dose Absorvida	13

<i>Capítulo IV – Equipamento Experimental</i>	14
IV.1 Princípios básicos de Radiodiagnóstico	14
IV.1.1 Diagnóstico Convencional	14
IV.1.2 Tomografia Computorizada – TC	15
IV.2 Equipamentos para Produção e Detecção de Raios X	15
IV.2.1 Ampola de Raios X	15
IV.2.2 Câmara de Ionização	17
IV.3 Espectro de Emissão de Raios X	20
IV.3.1 Radiação Bremsstrahlung	20
IV.3.2 Radiação Característica	21
IV.4 Factores que afectam o espectro de emissão	22
IV.4.1 Corrente na ampola	22
IV.4.2 Potencial na ampola	23
IV.4.3 Material do ânodo	23
IV.4.4 Filtração	24
IV.5 Distribuição Angular dos Raios X e Efeito Anódico	25
<i>Capítulo V – Caracterização das Qualidades de Radiação de Diagnóstico</i>	27
V.1 Caracterização das Qualidades de Radiação segundo a Norma IEC 61267	28
V.1.1 Características do Equipamento	28
V.1.1.1 Ampola de Raios X	28
V.1.1.2 Detector	28
V.1.1.3 Filtração	29
i) Inerente	29
ii) Adicional	29
iii) Auxiliar	29
iv) Adicionada (fantoma)	30
V.1.2 Parâmetros utilizados para caracterizar as qualidade de radiação da Norma ..	30
V.1.2.1 Espessura Semi-Redutora (<i>Half Value Layer</i> – HVL)	30
V.1.2.2 Coeficiente de Homogeneidade	30
V.1.2.3 Quociente $y(1^{\circ}\text{HVL}_{\text{IEC}})/y(0)$	30
V.1.2.4 Determinação da Curva de Atenuação	31
V.2 Procedimentos para a Caracterização das Qualidades de Radiação	31
V.2.1 Caracterização do Perfil do Campo de Radiação	31
V.2.2 Determinação da Filtração Inerente da Ampola	32
V.2.3 Caracterização das Qualidades de Radiação	33
V.2.3.1 RQR	34
V.2.3.2 RQA	35

V.2.3.3 RQT	36
V.3 Dosimetria das Qualidades de Radiação	38
<i>Capítulo VI – Resultados Experimentais</i>	39
VI.1 Caracterização do Perfil do Campo de Radiação	39
VI.2 Determinação da Filtração Inerente da Ampola	45
VI.3 Cálculo dos HVL's para as Qualidades de Radiação	47
VI.3.1 RQR	47
VI.3.1.1 Procedimento Experimental	47
VI.3.1.2 Função de Ajuste	49
VI.3.1.3 Cálculo do HVL e sua Incerteza	56
VI.3.2 RQA	59
VI.3.2.1 Procedimento Experimental	59
VI.3.2.2 Função de Ajuste	60
VI.3.2.3 Cálculo do HVL e sua Incerteza	63
VI.3.3 RQT	65
VI.3.3.1 Procedimento Experimental	65
VI.3.3.2 Função de Ajuste	66
VI.3.3.3 Cálculo do HVL e sua Incerteza	68
VI.4 Dosimetria para as Qualidades de Radiação RQR	70
VI.4.1 Procedimento Experimental	70
VI.4.2 Análise de Variância Simples – ANOVA	73
VI.4.3 Comparações Múltiplas – Método de Tukey–Kramer	76
<i>Capítulo VII – Estudo das Qualidades de Radiação RQR por Método Monte Carlo</i>	78
VII.1 O Método de simulação Monte Carlo	78
VII.1.1 Estrutura Geral do Ficheiro “input”	80
VII.2 Estudo Dosimétrico	81
VII.3 Estudo da Variabilidade da Filtração Adicional	83
<i>Capítulo VIII – Conclusões</i>	86
<i>Referências Bibliográficas</i>	88
<i>Anexo A – Parâmetros dos Ajustes das Qualidades de Radiação</i>	91
<i>Anexo B – Coeficiente de Homogeneidade para um feixe de radiação monoenergético..</i>	93
<i>Anexo C – Cálculo de Incertezas</i>	94
<i>Anexo D – Tabelas de Distribuição Estatística</i>	98

Índice de Figuras

Figura II.1 – Efeito Fotoelétrico	4
Figura II.2 – Efeito de Compton	5
Figura II.3 – Produção de Pares	6
Figura II.4 – Feixe de fótons paralelos, monoenergético, incidindo num material de espessura infinitesimal dx	7
Figura II.5 – Regiões de predominância de cada processo de interação, em função da energia do feixe e número atômico do material	8
Figura II.6 – Coeficientes Mássicos de Atenuação para o chumbo	9
Figura II.7 – Absorção de fótons por um material atenuador e efeito dos fótons dispersos no detector	10
Figura IV.1 – Esquema de uma ampola de raios X	15
Figura IV.2 – Variação do ângulo do ânodo de uma ampola de raios X	16
Figura IV.3 – Câmara de ionização cilíndrica	17
Figura IV.4 – Câmara de ionização de placas paralelas	18
Figura IV.5 – Relação entre o potencial eléctrico aplicado entre os eléctrodos e a carga recolhida	18
Figura IV.6 – Electrómetros utilizados no trabalho experimental realizado no LMRI	19
Figura IV.7 – Espectro de emissão de raios X emitido do ânodo de tungsténio de uma ampola de raios X, obtido para electrões de 100keV	20
Figura IV.8 – Produção de Radiação Bremsstrahlung	21
Figura IV.9 – Produção de Radiação Característica	22
Figura IV.10 – Efeito da variação da corrente na ampola de raios X	22
Figura IV.11 – Efeito da variação do potencial da ampola de raios X	23
Figura IV.12 – Efeito da alteração do material do ânodo na ampola de raios X	24
Figura IV.13 – Efeito da filtração inerente (B) e adicional (C) num feixe de raios X produzido no alvo (A)	24
Figura IV.14 – Distribuição angular dos raios X em função da energia dos electrões	25
Figura IV.15 – Percurso dos raios X produzidos no ânodo	26
Figura IV.16 – Distribuição angular da intensidade do feixe de raios X à saída da ampola	26

Figura V.1 – Representação gráfica dos parâmetros de caracterização das Qualidades de Radiação	31
Figura VI.1 – Esquema da montagem experimental utilizada na medição do perfil do campo de radiação	39
Figura VI.2 – Representação esquemática da variação da posição da câmara de ionização ao longo do eixo horizontal	40
Figura VI.3 – Representação gráfica normalizada dos resultados obtidos ao longo do eixo horizontal (em cm)	41
Figura VI.4 – Esquema utilizado para calcular o diâmetro da abertura do colimador	43
Figura VI.5 – Esquema da nova montagem experimental utilizada na medição do perfil do campo de radiação	43
Figura VI.6 – Representação gráfica normalizada dos resultados obtidos ao longo do eixo horizontal (em cm)	44
Figura VI.7 – Representação gráfica normalizada dos resultados obtidos ao longo do eixo vertical (em cm)	44
Figura VI.8 – Esquema da montagem experimental utilizada na determinação da filtração inerente da ampola	45
Figura VI.9 – Curva de Atenuação para a radiação a 60 kV, sem filtração adicional	46
Figura VI.10 – Representação gráfica dos valores do 1ºHVL e filtração inerente da ampola de raios X (da norma ISO 4037-1)	46
Figura VI.11 – Esquema da montagem experimental utilizada para a caracterização das qualidades de radiação RQR	48
Figura VI.12 – Montagem experimental utilizada na determinação dos HVL's para caracterizar as qualidades de radiação RQR, do LMRI	48
Figura VI.13 – Curva de Atenuação obtida para a qualidade de radiação RQR2 (40 kV), com uma filtração adicional de 2,50 mm de alumínio	50
Figura VI.14 – Curva de Atenuação obtida para a qualidade de radiação RQR6 (80 kV), com uma filtração adicional de 3,10 mm de alumínio	50
Figura VI.15 – Curva de Atenuação obtida para a qualidade de radiação RQR10 (150 kV), com uma filtração adicional de 4,65 mm de alumínio	50
Figura VI.16 – Decomposição da função de ajuste obtida para a qualidade de radiação RQR2, nas suas componentes primária, secundária e total	52
Figura VI.17 – Factores de Build Up B_f para um feixe de fótons incidente perpendicularmente numa superfície de (A) água e (B) chumbo	54
Figura VI.18 – Variação de B_f' com μ_x , para a qualidade de radiação RQR2	54

Figura VI.19 – Representação esquemática da contribuição do colimador na detecção da radiação dispersa	55
Figura VI.20 – Esquema da montagem experimental utilizada para a caracterização das qualidades de radiação RQA	60
Figura VI.21 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQA2 (40 kV), com 2,50 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 4 mm de alumínio	60
Figura VI.22 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQA6 (80 kV), com 3,10 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 26 mm de alumínio	60
Figura VI.23 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQA10 (150 kV), com 4,65 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 45 mm de alumínio	61
Figura VI.24 – Esquema da montagem experimental utilizada para a caracterização das qualidades de radiação RQT	65
Figura VI.25 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQT8 (100 kV), com 3,47 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 0,20 mm de cobre	66
Figura VI.26 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQT9 (120 kV), com 3,90 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 0,25 mm de cobre	66
Figura VI.27 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQT10 (150 kV), com 4,65 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 0,30 mm de cobre	66
Figura VI.28 – Variação de B_f' com μx , para a qualidade de radiação RQT8	67
Figura VI.29 – (a) Esquema da montagem experimental utilizada na dosimetria das qualidades de radiação RQR; (b) Esquema do posicionamento da câmara de ionização no eixo central do feixe de raios X	70
Figura VI.30 – Montagem experimental utilizada na dosimetria das qualidades de radiação RQR, do LMRI	71
Figura VI.31 – Representação dos factores de correcção k_Q , para as diferentes qualidades de radiação	72
Figura VI.32 – Curva F e valor $P - \alpha$, para um teste unilateral direito	75
Figura VII.1 – Diagrama do funcionamento do método de Monte Carlo	78
Figura VII.2 – Esquema da geometria simulada em código de Monte Carlo	81
Figura VII.3 – Resultados de dosimetria obtidos em código de Monte Carlo, para as qualidades de radiação RQR, normalizados, para as qualidades de radiação RQR	82
Figura VII.4 – Comparação dos resultados de simulação obtidos para três espessuras de alumínio, para as qualidades de radiação RQR	84
Figura VII.5 – Comparação das funções de ajuste para cada espessura de alumínio	84

Índice de Tabelas

Tabela V.1 – Filtração Inerente (ISO 4037-1)	33
Tabela V.2 – Caracterização das qualidades de Radiação RQR	34
Tabela V.3 – Caracterização das qualidades de Radiação RQA	36
Tabela V.4 – Caracterização das qualidades de Radiação RQT	37
Tabela VI.1 – Resultados das medições experimentais para a qualidade de radiação RQR2 (40 kV) com uma filtração adicional fixa de 2,50 mm de alumínio	49
Tabela VI.2 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as qualidades de radiação RQR2, RQR6 e RQR10	51
Tabela VI.3 – Valores do coeficiente de atenuação linear no alumínio (NIST) para as energias de 15 a 50keV	53
Tabela VI.4 – Valores do 1º HVL, coeficiente de homogeneidade e quociente $y(1^\circ\text{HVL}_{\text{IEC}})/y(0)$ obtidos para as qualidades de radiação RQR do LMRI	56
Tabela VI.5 – Valores do 1º HVL e respectiva incerteza, obtidos para as qualidades de radiação RQR do LMRI	58
Tabela VI.6 – Valores estabelecidos pela norma internacional IEC 61267 e valores obtidos para as qualidades de radiação RQR do LMRI	59
Tabela VI.7 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as qualidades de radiação RQA2, RQA6 e RQA10	61
Tabela VI.8 – Valores do coeficiente linear de atenuação (NIST), livre percurso médio dos fótons no alumínio e espessura do fantoma utilizado (IEC 61267), para diferentes energias	62
Tabela VI.9 – Valores do 1º HVL obtidos para as qualidades de radiação RQA do LMRI	63
Tabela VI.10 – Valores do 1º HVL e respectiva incerteza, obtidos para as qualidades de radiação RQA do LMRI	64
Tabela VI.11 – Valores estabelecidos pela norma internacional IEC 61267 e valores obtidos para as qualidades de radiação RQA do LMRI	64
Tabela VI.12 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as qualidades de radiação RQT8, RQT9 e RQT10	67
Tabela VI.13 – Valores do coeficiente de atenuação linear (NIST), livre percurso médio dos fótons no cobre e espessura do fantoma utilizado (IEC 61267), para diferentes energias	68

Tabela VI.14 – Valores do 1º HVL obtidos para as qualidades de radiação RQT do LMRI	68
Tabela VI.15 – Valores do 1º HVL e respectiva incerteza, obtidos para as qualidades de radiação RQT do LMRI	69
Tabela VI.16 – Valores estabelecidos pela norma internacional IEC 61267 e valores obtidos para as qualidades de radiação RQT do LMRI	69
Tabela VI.17 – Condições de Calibração estabelecidas no Certificado de Calibração do PTB, relativas à Câmara de Ionização da marca PTW, modelo 23331, com volume de 1cm ³	72
Tabela VI.18 – Valores de dosimetria obtidos para o kerma no ar para as qualidades de radiação RQR do LMRI	73
Tabela VI.19 – Notação adoptada na Análise de Variância Simples – ANOVA	74
Tabela VI.20 – Descrição dos parâmetros utilizados no teste ANOVA	74
Tabela VI.21 – Resumo dos resultados obtidos para o teste F de Análise de Variância, para as qualidades de radiação RQR	75
Tabela VI.22 – Resumo dos resultados obtidos através do método de Tukey–Kramer, para as qualidades de radiação RQR5 e RQR9	77
Tabela VII.1 – Resultados da dosimetria das qualidades de radiação RQR2 a RQR9 obtidos em código de Monte Carlo	82

Capítulo I

Introdução

Em 1995, o mundo celebrou o 100º aniversário da descoberta dos raios X por Wilhelm Röntgen. A sua descoberta foi a primeira a permitir visualizar estruturas anatómicas internas do corpo humano e veio revolucionar o campo da medicina. Desde então, os raios X têm sido utilizados no diagnóstico e tratamento de várias patologias e os sistemas de imagem médica evoluíram de simples unidades usadas para observar estruturas internas específicas para sistemas que permitem visualizar todo o corpo humano e obter informação variada, tanto a nível anatómico como funcional.

As imagens produzidas por raios X são obtidas numa grande variedade de técnicas. Desde a radiografia convencional (ou de projecção) que utiliza filmes fotográficos ou um suporte digital, para produzir imagens do interior do corpo, até a tomografia computadorizada (CT) que utiliza uma sistema rotativo de feixes de raios X, uma série correspondente de detectores e um computador para reconstruir as imagens a partir da várias projecções (ângulos). A tomografia computadorizada veio revolucionar o radiodiagnóstico, possibilitando a imagem de secções do corpo humano fornecendo, no entanto, maiores doses de radiação. [IAEA07]

Os exames médicos que utilizam radiação ionizante são a maior fonte de exposição à radiação artificial a que a população está sujeita. Por esta razão, uma das grandes preocupações dos radiologistas deve ser tentar minimizar a exposição do paciente à radiação, mantendo a qualidade clínica da imagem. Considerando estes aspectos, é importante determinar grandezas e unidades dosimétricas de modo a estabelecer níveis de referência em métodos de diagnóstico que utilizam raios X. [IAEA07]

O objectivo deste trabalho foi o de determinar e caracterizar algumas qualidades de radiação, segundo a norma internacional IEC 61267, com o intuito de serem utilizadas na calibração de detectores de radiação para a medição de doses em radiodiagnóstico. Todos os procedimentos experimentais necessários para efectuar a caracterização das qualidades de radiação foram realizados no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes, do Instituto Tecnológico e Nuclear (LMRI – ITN).

Foi ainda realizado, usando o método de simulação Monte Carlo, o estudo dosimétrico para as qualidades de radiação RQR. O método de Monte Carlo tem-se tornado numa importante ferramenta em diferentes áreas de investigação e desenvolvimento clínico, onde a interacção

de partículas ionizantes com a matéria é de extrema importância, nomeadamente em diagnóstico convencional, medicina nuclear e radioterapia, como também na protecção radiológica. [MSS98]

Além deste capítulo inicial, no capítulo II são indicados os principais processos de interacção dos raios X com a matéria, bem como o comportamento do feixe de radiação após a interacção dos fotões.

No capítulo III é apresentada uma breve descrição das principais grandezas e unidades utilizadas na medição da radiação ionizante.

O capítulo IV refere-se ao equipamento utilizado na produção de raios X. É apresentada uma descrição geral das características e funções dos principais componentes de uma ampola de raios X e dos detectores de radiação, sendo ainda indicadas as especificações técnicas dos aparelhos usados e as condições em que foram utilizados no decorrer do estudo efectuado. Neste capítulo são também descritos os princípios físicos envolvidos na produção dos raios X, bem como aspectos que afectam o feixe de emissão. É ainda apresentada uma breve descrição sobre as técnicas de diagnóstico convencional e TC.

O capítulo V tem como objectivo descrever as várias etapas da caracterização das qualidades de radiação usadas em radiodiagnóstico. Apresenta a descrição detalhada das características exigidas à instrumentação, parâmetros e procedimentos necessários para uma correcta caracterização das qualidades de radiação.

No capítulo VI são apresentados todos os resultados experimentais obtidos e respectiva discussão, e no capítulo VII são apresentados os resultados de simulação em método de Monte Carlo, além de uma breve introdução ao código utilizado.

Por último, no capítulo 8 são descritas as conclusões referentes a todo o trabalho realizado.

Capítulo II

Interacção dos raios X com a matéria

A descoberta dos raios X ocorreu em 1895, pela mão de Willhelm Röntgen, quando estudava o fenómeno da produção de luz por raios catódicos, que são apenas feixes de electrões, num tubo de Crookes. Röntgen, percebeu que ao fornecer corrente eléctrica aos electrões do tubo, este emitia uma radiação que era capaz de atravessar objectos opacos.

Quando um feixe de fotões incide num meio material, são vários os mecanismos de interacção que podem ocorrer, dos quais os três mais importantes de realçar são: Efeito Fotoeléctrico, Efeito de Compton e Produção de Pares. Nestes três processos ocorre transferência de energia para os electrões, energia essa que é depois transmitida ao material através de interacções entre forças de Coulomb. A probabilidade de ocorrência de cada um destes processos é determinada pela sua secção eficaz, que depende da energia do fotão e da densidade e número atómico do meio material com o qual interage. Secção eficaz, σ , define-se então como a probabilidade de uma dada reacção ocorrer. Pode também ser interpretada como a área efectiva que um núcleo apresenta a uma partícula incidente com determinada energia, para uma dada reacção, pelo que é expressa em cm^2 . Da interacção de um fotão com um meio material resulta transferência de energia, total ou parcial, do fotão para um electrão do material irradiado. A transferência de energia provoca alterações na história da partícula incidente, bem como para o electrão em causa, que uma vez posto em movimento, vai depositar ao longo do seu percurso parte dessa energia.

Neste capítulo são então descritos os principais processos de interacção dos raios X com a matéria e a lei física que rege a propagação dos fotões num material, que depende da densidade e espessura do meio de propagação, da secção eficaz de cada tipo de interacção e da energia do feixe de fotões.

II.1 Processos de interacção dos fotões com a matéria

II.1.1 Efeito Fotoeléctrico

Este tipo de interacção é dominante para fotões de baixa energia. O fotão interage com um electrão ligado, fornecendo toda a sua energia ao electrão e provocando a sua ejeção, como representado na figura II.1. Como resultado o fotão desaparece e o electrão livre, agora designado de fotoelectrão, tem a energia cinética T

$$E_C = E_\gamma - E_B \quad (\text{II.1})$$

em que, $E_\gamma = h\nu$ é a energia do fóton, E_B é a energia de ligação do electrão, h é a constante de Planck e ν é a frequência. O efeito fotoeléctrico só pode ocorrer se $h\nu > E_B$ para um determinado electrão ligado.

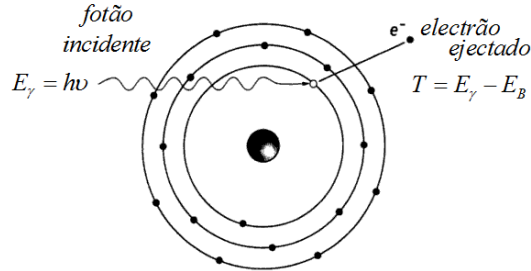


Figura II.1 – Efeito Fotoeléctrico. [BEU00]

A secção eficaz diferencial $d\sigma_F$, num ângulo sólido $d\Omega$, para efeito fotoeléctrico é dada por:

$$\frac{d\sigma_F}{d\Omega} \approx \beta^2 \sin^2 \theta \left[\frac{\sqrt{1-\beta^2}}{(1-\beta \cos \theta)^4} - \frac{(1-\sqrt{1-\beta^2})}{2\sqrt{1-\beta^2} (1-\beta \cos \theta)^3} + \frac{(1-\sqrt{1-\beta^2})^2}{4(1-\beta^2)(1-\beta \cos \theta)^3} \right] \quad (\text{II.2})$$

em que, β representa a razão entre a velocidade do electrão ejetado e a velocidade da luz e θ é o ângulo de emissão do electrão ejetado relativamente à direcção de incidência do fóton.

A lacuna na orbital deixada pelo electrão será então preenchida por um electrão de uma orbital mais externa, o que leva à emissão de energia sob a forma de um fóton ou um electrão de Auger, cujas energias e probabilidade de emissão dependem fortemente do material alvo.

II.1.2 Efeito Compton

Neste processo o fóton interage com um electrão da camada mais exterior do átomo do material, onde a energia de ligação do electrão é muito fraca e bastante menor que a energia do fóton incidente. Este tipo de interacção predomina para energias médias. O fóton incidente é disperso com um ângulo φ , transfere parte da sua energia para o electrão ejetado, que se torna na sua energia cinética T , num ângulo θ (figura II.2). A conservação de energia requer que,

$$T = h\nu - h\nu' \quad (\text{II.3})$$

em que, $h\nu$ é a energia do fóton incidente e $h\nu'$ é a energia do fóton disperso, onde $h\nu \gg h\nu'$. A lei de conservação do momento, segundo a direcção original do fóton (0°), é expressa por,

$$h\nu = h\nu' \cos \varphi + pc \cos \theta \quad (\text{II.4})$$

onde p é o momento linear do fóton e c a velocidade da luz no vácuo.

A energia de dispersão do fóton, com um ângulo φ é dada pela expressão,

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos \varphi)} \quad (\text{II.5})$$

em que, m_0 é a massa em repouso do electrão, sendo $m_0c^2 = 0.511\text{MeV}$ a sua energia de repouso. O ângulo de dispersão do electrão é dado por,

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan \left(\frac{\varphi}{2}\right) \quad (\text{II.6})$$

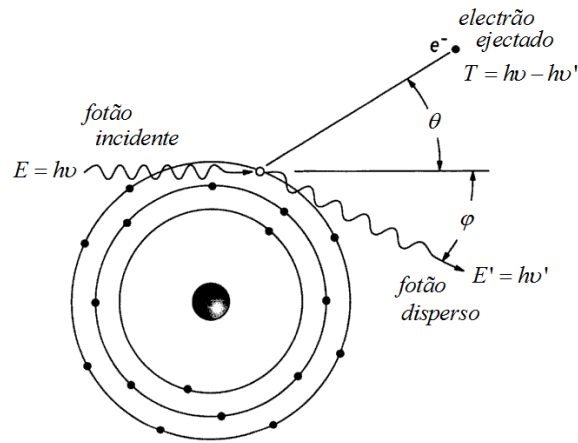


Figura II.2 – Efeito de Compton. [BEU00]

Calculada por Klein e Nishina, a secção eficaz para o efeito de Compton, permite-nos afirmar que a probabilidade de ocorrência deste efeito para um átomo de um dado elemento é proporcional ao seu número atómico Z . A expressão de Klein-Nishina para a secção eficaz diferencial $d\sigma_C$ por ângulo sólido $d\Omega$ e por electrão, para o efeito de Compton, com um fóton disperso num ângulo φ é,

$$\frac{d\sigma_C}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu}\right)^2 \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \sin^2 \varphi\right) \quad (\text{II.7})$$

em que, $r_0 = e^2 / m_0c^2 = 2.818 \times 10^{-13} \text{cm}$ é o “clássico raio de um electrão”, e cujas unidades são $\text{cm}^2 \text{sr}^{-1} \text{e}^{-1}$.

II.1.3 Produção de Pares

Se a energia do fóton incidente é superior a 1.022MeV, na proximidade do núcleo o fóton interage com o campo nuclear de Coulomb, perdendo toda a sua energia na formação de um par electrão-positrão (figura II.3).

Devido à elevada massa nuclear a energia transferida para o núcleo é desprezável, sendo a restante energia do fóton convertida na massa do par de partículas. A porção de energia que não é convertida em massa, é fornecida ao par electrão-positrão como energia cinética. Este processo é descrito pela equação:

$$E = (m_0c^2 + T_-) + (m_0c^2 + T_+) \quad (\text{II.8})$$

onde $E = h\nu$ é a energia inicial do fóton, m_0 é a massa em repouso do electrão e positrão, c é a velocidade da luz, T_- a energia cinética do electrão e T_+ a energia cinética do positrão. Esta equação pode ser simplificada:

$$E = 2m_0c^2 + T_- + T_+$$

Considerando a massa em repouso do par electrão-positrão, $2m_0c^2$ tem o valor de 1.022MeV, o que explica o facto de a produção de pares só ocorrer a energias superiores. Sendo assim, a equação anterior pode ser apresentada na forma [ATT86]:

$$E (\text{MeV}) = 1.022 + T_- + T_+ \quad (\text{II.9})$$

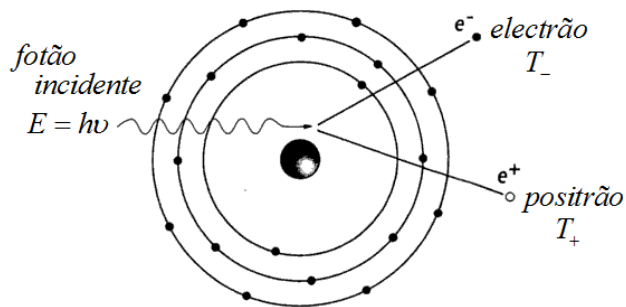


Figura II.3 – Produção de Pares. [BEU00]

II.2 Atenuação dos fotões

II.2.1 Curva de Atenuação

Consideremos um feixe fino monoenergético de N fotões que se deslocam paralelamente e incidem perpendicularmente num material de espessura dx , como demonstrado na figura II.4. O caso ideal é aquele em que, ou o fotão é totalmente absorvido pelo material numa única interacção, ou atravessa totalmente a sua espessura sem qualquer perda de energia ou alteração na sua direcção. [ATT86]

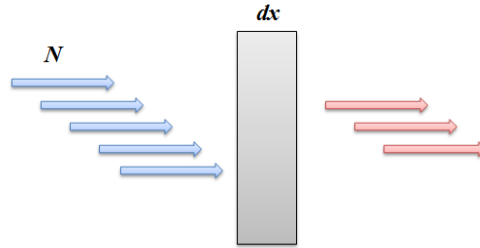


Figura II.4 – Feixe de fotões paralelos, monoenergético, incidindo num material de espessura infinitesimal dx .

Supondo que o material tem uma densidade de m átomos por unidade de volume, e sendo A a área do alvo, na espessura dx do alvo teremos $m \cdot dx \cdot A$ átomos. Se σ for a secção eficaz atómica, que indica a probabilidade de interacção de um fotão com um átomo do material, tem-se uma área efectiva total apresentada ao feixe de $m \cdot dx \cdot A \cdot \sigma$. O número de fotões que interagem com o material do alvo obedece à relação:

$$\frac{\text{n}^\circ \text{ fotões que interagem}}{\text{n}^\circ \text{ fotões incidentes}} = \frac{\text{secção eficaz}}{\text{área total}}$$

ou seja,

$$\frac{-dN}{N} = \frac{(m \cdot dx \cdot A \cdot \sigma)}{A} = m \cdot dx \cdot \sigma \quad (\text{II.10})$$

Integrando a expressão, obtém-se:

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-m \cdot \sigma \cdot x} \quad (\text{II.11})$$

Onde $N(x)$ é o número de fotões que atravessam o material de espessura x .

Designando $(m \cdot \sigma)$ por μ , obtemos a seguinte equação:

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (\text{II.12})$$

Esta é a Lei da Atenuação Exponencial, onde a grandeza μ é designada de coeficiente linear de atenuação (ou simplesmente coeficiente de atenuação) e tem como unidade o cm^{-1} . [TEI08]

II.2.2 Coeficientes de Atenuação

II.2.2.1 Coeficiente Linear de Atenuação Total

O coeficiente linear de atenuação μ representa a probabilidade de interação de um fóton do feixe incidente com o meio material por unidade de espessura. Em cada interação só poderá ocorrer um dos processos descritos anteriormente. No entanto, como um feixe de fótons é constituído por um número elevado de partículas, poderão ocorrer os três tipos de interação citados. Sendo as secções eficazes de cada um dos processos independentes umas das outras, é possível definir um coeficiente de atenuação parcial para cada tipo de interação, de tal forma que a probabilidade total de interação é dada pela soma das probabilidades de interação de cada um dos processos:

$$\mu = \tau + \sigma + \pi \quad (\text{II.13})$$

onde τ , σ e π são os coeficientes lineares de atenuação para o efeito fotoelétrico, efeito de Compton e produção de pares, respectivamente.

Conhecendo o número atómico do material absorvente e a energia do feixe incidente, é possível prever o processo de interação predominante. A figura II.5 indica as regiões de predominância dos três principais processos de interação.

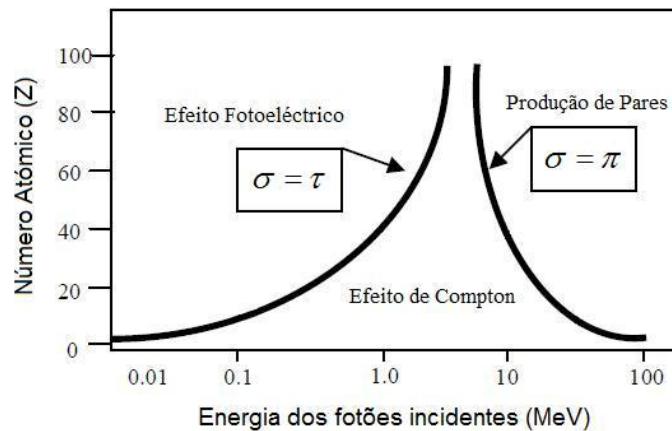


Figura II.5 – Regiões de predominância de cada processo de interação, em função da energia do feixe e número atómico do material. As curvas representadas entre regiões correspondem às zonas onde há igual probabilidade de ocorrência entre dois processos. [TEI08]

II.2.2.2 Coeficiente Mássico de Atenuação Total

Quando dividido pela densidade do material atenuador ρ , o coeficiente de atenuação passa a designar-se de coeficiente mássico de atenuação μ/ρ , expresso em cm^2/g ou m^2/kg . Da mesma

forma que para o coeficiente linear de atenuação, também se pode definir um coeficiente mássico de atenuação total através da soma dos coeficientes mássicos de atenuação de cada processo:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\pi}{\rho} \quad (\text{II.14})$$

onde τ/ρ , σ/ρ e π/ρ são, respectivamente, os coeficientes mássico de atenuação para o efeito fotoelétrico, efeito de Compton e produção de pares. A figura II.6 é um exemplo da variação dos coeficientes mássicos de atenuação do Chumbo para os três processos de interacção, em função da energia dos fotões.

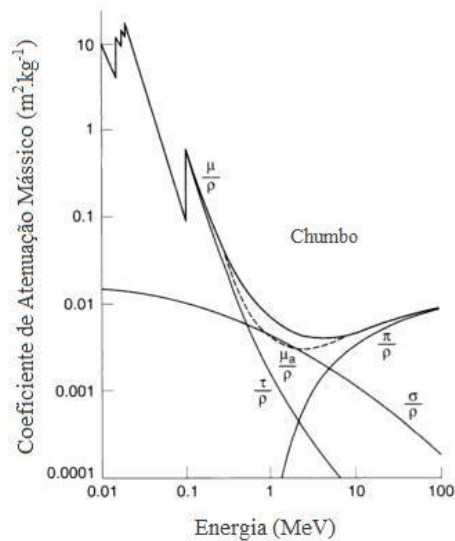


Figura II.6 – Coeficientes Mássicos de Atenuação para o chumbo; μ/ρ é o coeficiente de mássico atenuação total, τ/ρ o coeficiente mássico de atenuação para o efeito fotoelétrico, σ/ρ o coeficiente mássico de atenuação para o efeito de Compton e π/ρ o coeficiente mássico de atenuação para a produção de pares. Também está representado (linha a tracejado) o coeficiente mássico de absorção total μ_a/ρ . [GRA03]

II.2.3 Efeito do Factor de Aumento (Build-Up)

Conforme foi descrito na secção II.2.1, a atenuação de um feixe de radiação electromagnética ionizante num determinado material obedece à lei de atenuação exponencial, quando são verificadas condições específicas, nomeadamente, ou os fotões são absorvidos pelo material atenuador numa única interacção ou o atravessam sem sofrer qualquer interacção.

No entanto, os fotões podem sofrer mais do que uma interacção no material atenuador, o que dá origem a fotões dispersos que podem ser igualmente contabilizados pelo detector, como se pode observar na figura II.7.

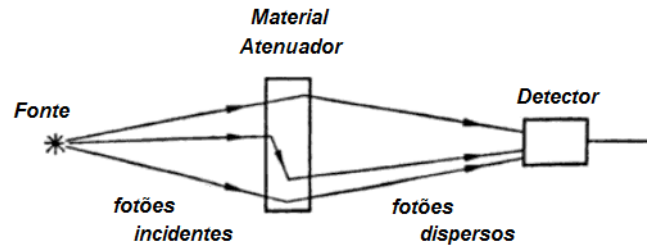


Figura II.7 – Absorção de fótons por um material atenuador e efeito dos fótons dispersos no detector. [CEM96]

Considerando o fluxo de partículas que atingem o detector, N , este pode ser decomposto em duas parcelas:

$$N = N_p + N_s \quad (\text{II.15})$$

onde N_p representa o número de fótons que não sofrem qualquer interação (radiação primária) e N_s representa o número de fótons dispersos (radiação secundária).

Seja uma função $f(N)$ definida do seguinte modo:

$$f(N) = B_f \times f(N_p) \quad (\text{II.16})$$

O factor de aumento relativamente à função $f(N)$ será B_f . Se a função considerada for, não o fluxo de partículas, mas outra grandeza, como por exemplo, a dose, haverá um novo factor B_f relativo à nova função f .

O factor de aumento (*build-up factor*) do número de fótons, é então definido como a razão entre o número total de fótons que atinge um certo ponto e o número de fótons que não sofrem qualquer interação, que atingem esse mesmo ponto. [TEI06]

$$B_f = \frac{f(N)}{f(N_p)} = \frac{f(N_p) + f(N_s)}{f(N_p)} = 1 + \frac{f(N_s)}{f(N_p)} \quad (\text{II.17})$$

Capítulo III

Grandezas e Unidades

Seja no campo da física, ou no campo da medicina, as medidas de radiação ionizante e seus efeitos requerem diversas especificações a respeito do campo de radiação num determinado ponto de interesse. Algumas grandezas e unidades são utilizadas na caracterização da radioatividade e dos campos de radiação, enquanto outras descrevem a interação da radiação com a matéria e quantificação dos seus efeitos. De modo a organizar as grandezas e unidades associadas à radiação ionizante, estas passaram a ser definidas por organizações internacionais, como a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiological Units and Measurements*), e a Comissão Internacional de Protecção Radiológica (ICRP – *International Commission on Radiological Protection*). Neste capítulo são apresentadas grandezas definidas por estas organizações, nomeadamente, grandezas radiométricas e dosimétricas.

III.1 Grandezas Radiométricas

As grandezas radiométricas são utilizadas na caracterização de campos de radiação. Algumas, como fluxo e fluência, referem-se ao número de partículas, enquanto outras se referem à energia por elas transportada, como é o caso do fluxo de energia e fluência de energia.

III.1.1 Fluxo, \dot{N}

Define-se o fluxo de partículas como o quociente de dN por dt :

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (\text{III.1})$$

onde dN é o incremento do número de partículas no intervalo de tempo dt . A sua unidade S.I. é o s^{-1} . [ICRU80]

III.1.2 Fluxo de Energia, \dot{R}

Define-se fluxo de energia como o quociente de dR por dt :

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad (\text{III.2})$$

onde dR é o incremento de energia radiante no intervalo de tempo dt . A sua unidade S.I. é o watt (W), ou $J.s^{-1}$. [ICRU80]

III.1.3 Fluência, ϕ

Define-se fluência de partículas como o quociente de dN por da :

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad (\text{III.3})$$

onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma pequena esfera de área transversal da . A sua unidade S.I. é o m^{-2} . [IAEA07]

III.1.4 Fluência de Energia, ψ

Fluência de Energia é definida como o quociente de dR por da :

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad (\text{III.4})$$

onde dR é a energia total transportada pelo número de partículas dN , incidente numa pequena esfera de área transversal da . As sua unidade S.I. é o $J.m^{-2}$. [IAEA07]

III.2 Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas descrevem a quantidade de energia do feixe de radiação que é depositada num meio material quando a radiação interage com a matéria. A transferência de energia do feixe para o material ocorre em duas fases. Na primeira fase a energia das partículas ionizantes é transferida para partículas secundárias ionizantes, que na segunda fase vão depositar essa energia na matéria.

III.2.1 Kerma, K

Define-se kerma, cujo nome provém de “**k**inetic **e**nergy **r**eleased in **m**aterial” como o quociente de dE_{tr} por dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{III.5})$$

onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais das partículas ionizantes carregadas, transferida para um material de massa dm , por partículas ionizantes sem carga. A sua unidade

S.I. é o J.kg^{-1} . No entanto, para descrever a grandeza kerma esta unidade tem um nome específico – o gray (Gy). [IAEA07]

III.2.2 Exposição, X

A grandeza exposição é definida como o quociente de dQ por dm :

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (\text{III.6})$$

onde dQ é o valor absoluto da carga total dos iões de um sinal produzidos no ar, quando todos os electrões libertados por fotões no ar de massa dm , são completamente parados no ar. A sua unidade S.I. é o C.kg^{-1} . [ATT86]

III.2.3 Energia Depositada, ϵ

A energia depositada pela radiação ionizante num material de massa m , num volume finito V é definida como:

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad (\text{III.7})$$

onde $(R_{in})_u$ e $(R_{out})_u$ representam a energia radiante de todas as partículas sem carga que entram e saem do volume, respectivamente, $(R_{in})_c$ e $(R_{out})_c$ representam a energia radiante das partículas carregadas que entram e saem do volume, e onde $\sum Q$ é a soma das transformações de massa em energia ($m \rightarrow E$, sinal positivo) e de energia em massa ($E \rightarrow m$, sinal negativo) que ocorrem no volume. A sua unidade S.I. é o joule (J). [ATT86]

III.2.4 Dose Absorvida, D

Dose Absorvida define-se como o quociente de $d\bar{\epsilon}$ por dm :

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{III.8})$$

onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada na matéria de massa dm , pela radiação ionizante. A sua unidade S.I. é o J.kg^{-1} . Também para descrever a grandeza dose absorvida se utiliza a unidade especial gray (Gy). [ATT86]

Capítulo IV

Equipamento Experimental

Hoje em dia, a principal utilização dos raios X é em diagnóstico por imagem, permitindo o estudo anatómico do corpo humano, necessário em diversos ramos da medicina.

Ao longo dos anos, têm-se desenvolvido técnicas de diagnóstico menos invasivas que permitem obter imagens nítidas do interior do corpo humano para uma posterior análise, através da utilização de radiação ionizante – são técnicas que designamos de radiodiagnóstico. No entanto, a utilização de radiação ionizante deve ser cuidadosa, uma vez que pode danificar células e tecidos do corpo humano.

Neste capítulo são apresentadas sucintamente duas técnicas de radiodiagnóstico, é descrito todo o equipamento utilizado na produção de raios X, os processos de interacção envolvidos na sua geração e os factores que afectam o espectro de emissão. Será também apresentada uma breve descrição e especificações técnicas dos instrumentos de medição utilizados no decorrer do trabalho experimental.

IV.1 Princípios básicos de Radiodiagnóstico

IV.1.1 Diagnóstico Convencional

O diagnóstico convencional, tipicamente chamado de Raios X, foi a primeira tecnologia de imagem médica a utilizar raios X para produzir uma imagem 2D do corpo humano.

Um exame de radiografia convencional utiliza uma fonte de raios X colocada de um lado do paciente, sendo o detector colocado no lado oposto, ambos a distâncias específicas. Os raios X são emitidos pela ampola de raios X na direcção do detector, de modo a irradiarem o paciente. Alguns interagem com os tecidos humanos (pelos métodos descritos no capítulo II) enquanto outros vão atravessar o paciente sem sofrer qualquer interacção. São as diferentes propriedades de atenuação dos tecidos que vão determinar a quantidade de fótons que atingem o detector, geralmente um filme radiográfico, permitindo a formação de uma imagem numa escala de tons cinza – a radiografia. As zonas escuras da imagem representam uma atenuação de fótons baixa (quanto maior a quantidade de fótons detectada, mais escurecido é o filme), enquanto zonas mais claras significam uma maior atenuação dos fótons.

IV.1.2 Tomografia Computorizada - TC

A tomografia computadorizada, ou TC, esteve disponível pela primeira vez no início dos anos 70, e foi o primeiro método de diagnóstico clínico desenvolvido por computador. Tal como o diagnóstico convencional, a tomografia utiliza os raios X para produzir imagens anatómicas. A produção de imagens TC baseia-se na emissão de raios X, numa grande escala de ângulos, através da rotação da fonte e detectores (colocados em posições opostas) em torno do paciente. A fonte de raios X e detectores encontram-se num suporte designado de gantry. Os vários detectores vão captar a radiação que atravessa o paciente, para os diversos ângulos, e esses dados são então analisados pelo computador, que reconstrói uma imagem a partir das várias projecções – a tomografia. A imagem tomográfica representa apenas uma secção (“fatia”) do corpo do paciente. Quando a gantry efectua uma rotação completa (360°) irradiando uma determinada zona do corpo do paciente, o processo pode ser repetido para uma outra zona, permitindo obter uma imagem de uma nova secção. [BUS02]

IV.2 Equipamentos para Produção e Detecção de Raios X

IV.2.1 Ampola de Raios X

Os raios X são produzidos no interior de um tubo, em vácuo, ao qual se dá o nome de ampola de raios X. Este tubo é formado por duas câmaras; o cátodo e o ânodo. O cátodo é o local de produção dos electrões (necessários à produção de raios X) e tem também o objectivo de os direccionar no sentido do ânodo. No cátodo, é aplicada uma corrente eléctrica a um fino filamento de tungsténio. Devido a resistência eléctrica, o filamento aquece e liberta electrões, através de um processo designado de emissão termiónica. O material escolhido para o filamento é o tungsténio devido ao seu elevado ponto de fusão (3370°C). O número de electrões libertado é determinado pela corrente no filamento.

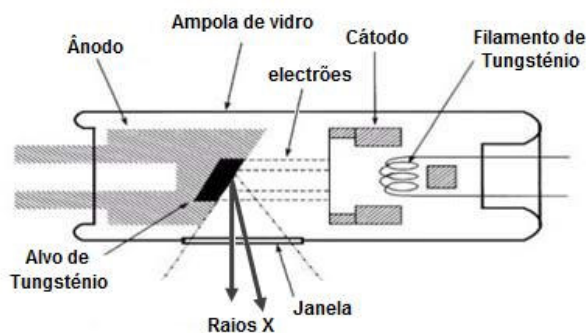


Figura IV.1 – Esquema de uma ampola de raios X. [WWW01]

Devido à tendência que partículas de igual carga têm em repelir-se umas às outras, o filamento de tungsténio é mantido dentro de uma zona metálica (focusing cup), geralmente de molibdénio, mantida ao mesmo potencial negativo que o filamento. Desta forma, as forças repulsivas entre os electrões do filamento e a focusing cup, tendem a direccionar os electrões no sentido do ânodo.

O tipo de construção do ânodo pode variar, e representa uma das maiores diferenças entre os diversos tipos de ampolas de raios X e equipamentos no qual estão colocadas. O ânodo é composto por um material de elevado número atómico, o que aumenta a probabilidade de produção de raios X, e capaz de suportar elevadas temperaturas, devido à elevada dissipação de calor. Regra geral, utiliza-se tungsténio como material do ânodo. O ânodo pode ser fixo ou giratório. Se for fixo consiste numa pequena placa de tungsténio acoplada a um cilindro de cobre, para dissipar a maioria de calor produzido, e tem ângulos entre 15 e 22,5°. Quanto maior for o ângulo do ânodo, maior será a dimensão do campo de emissão da radiação.

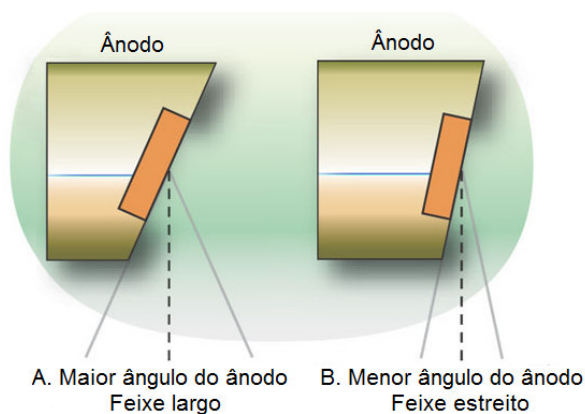


Figura IV.2 – Variação do ângulo do ânodo de uma ampola de raios X.

Se o ânodo for rotativo, o material alvo está posicionado no topo de um disco, que quando colocado em rotação a elevadas velocidades dissipa calor, evitando o sobreaquecimento do material alvo.

Quando aplicado um potencial eléctrico no tubo, os electrões produzidos no cátodo (potencial negativo) vão deslocar-se na direcção do ânodo (potencial positivo) para uma zona em particular, chamada de foco. Ao atingirem o ânodo, os electrões vão interagir com os átomos de tungsténio, libertando energia cinética, que pode ou não dar origem à produção de raios X.

Em todo o trabalho experimental efectuado no LMRI, foi utilizada uma ampola de raios X da marca Philips, modelo MCN165.

IV.2.2 Câmara de Ionização

A detecção da radiação ionizante resulta da interacção da radiação com um meio sensível, o detector, existindo vários tipos de detectores que se distinguem com base na grandeza medida e através dos meios utilizados na detecção.

Em diagnóstico radiológico utiliza-se um tipo de detector gasoso, designado de câmara de ionização, que utiliza a ionização produzida pela radiação ionizante ao atravessar um gás nele contido, para gerar um sinal eléctrico que será registado.

Uma câmara de ionização consiste num recipiente contendo um gás (ou mistura de gases), que se encontra geralmente encerrado, e dois eléctrodos, entre os quais é aplicada uma diferença de potencial. Quando a radiação atravessa o espaço entre os eléctrodos e provoca a ionização do gás, os iões produzidos vão-se deslocar para os eléctrodos de polaridade oposta, devido à influência do campo eléctrico aplicado. Este movimento, gera uma corrente entre os eléctrodos, que pode ser medida através da utilização de um electrómetro, que é um aparelho que mede a carga eléctrica.

As câmaras de ionização podem apresentar várias formas e tamanhos. Nas figuras IV.3 e IV.4 são demonstrados os dois tipos de câmaras mais comuns, câmaras cilíndricas e câmaras de placas paralelas, respectivamente.



Figura IV.3 – Câmara de ionização cilíndrica – Representação esquemática (à esquerda) e dois exemplos deste tipo de detector (à direita).

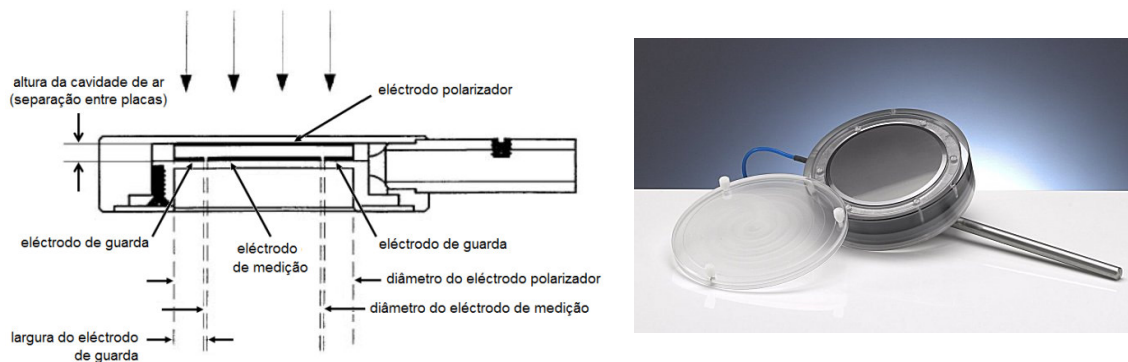


Figura IV.4 – Câmara de ionização de placas paralelas – Representação esquemática (à esquerda) e um exemplo deste tipo de detector (à direita).

A eficiência com que o movimento de cargas é efectuado, está relacionada com o valor do potencial eléctrico aplicado. A figura IV.5 indica o comportamento dos detectores gasosos consoante o potencial aplicado.

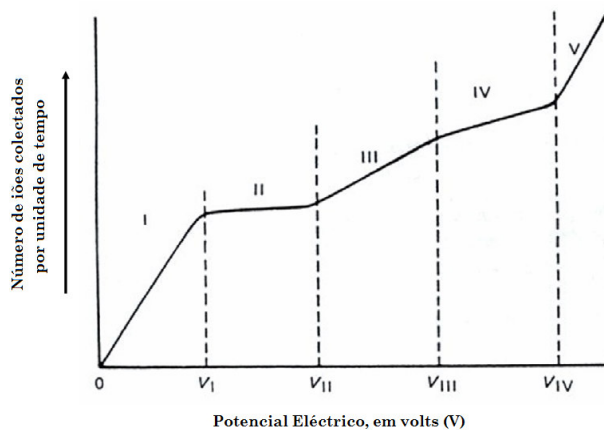


Figura IV.5 – Relação entre o potencial eléctrico aplicado entre os eléctrodos e a carga recolhida.

Para valores baixos do potencial, o campo eléctrico aplicado entre os eléctrodos é fraco, pelo que ocorre uma maior recombinação dos pares electrão-ião, devido às baixas velocidades a que estes se movem. À medida que se aumenta o potencial, as partículas carregadas deslocam-se mais rapidamente na direcção dos eléctrodos, o que faz decrescer a taxa de recombinação até um ponto em que esta é insignificante. Assim, toda a carga gerada pelas ionizações é registada – região I, também designada de *região de recombinação*.

Continuando a aumentar o potencial eléctrico, o número de pares electrão-ião colectados torna-se independente do potencial, pelo que a carga registada permanece constante – esta é a região II, ou *região de ionização*. Os potenciais fornecidos às câmaras de ionização pertencem a esta região.

Quando o potencial ultrapassa a região de ionização, os electrões resultantes das primeiras ionizações, ditas primárias, adquirem energias suficientes para provocar ionizações secundárias nas moléculas do gás. Assim, o número de pares electrão-ião colectados aumenta com o potencial, havendo uma multiplicação do sinal eléctrico, que é proporcional à ionização inicial – encontramos-nos na região III, também chamada de *região proporcional*.

Se o potencial for aumentado acima da região III, a carga detectada torna-se independente da energia das partículas – região IV ou *região Geiger-Muller*. A região V corresponde a uma região de descarga contínua. [MAR06]

Na caracterização das qualidades de radiação, todas as medições foram efectuadas utilizando uma câmara de ionização da marca PTW, modelo 23331, com um volume de 1cm^3 . A câmara de ionização utilizada trata-se de uma câmara aberta, pelo que é necessário aplicar um factor de correcção de pressão e temperatura, C_{PT} , em todas as medições. A câmara foi ligada a um electrómetro e fonte de tensão da marca PTW, modelo IQ4, por intermédio de um cabo triaxial com terminais PTW. O electrómetro fornecia à câmara de ionização um potencial eléctrico de +500 V.

Para o estudo dosimétrico, a câmara de ionização foi ligada a um outro electrómetro, também da marca PTW, mas neste caso modelo UNIDOS, ao qual foi aplicada uma tensão de +400V. Foi ainda utilizada uma câmara de ionização de placas paralelas, que se designa de câmara monitor, para monitorizar a radiação emitida pela ampola, de modo a ter informação sobre a estabilidade da emissão dos raios X. A câmara monitor utilizada é da marca PTW, modelo 7861, e foi ligada ao electrómetro da marca PTW, modelo IQ4, que lhe fornecia um potencial eléctrico de +500 V.



Figura IV.6 – Electrómetros utilizados no trabalho experimental realizado no LMRI – modelo IQ4 (à esquerda) e modelo UNIDOS (à direita), ambos da marca PTW.

IV.3 Espectro de Emissão de Raios X

A radiação X que é utilizada em diagnóstico apresenta energias entre 10 keV e 150 keV.

Como referido na secção IV.2.1, os raios X são produzidos numa ampola, devido à interacção dos electrões com os átomos do material do ânodo (tungsténio). Estas interacções podem ocorrer por dois processos: os electrões do filamento interagem com o núcleo dos átomos ou interagem com electrões de orbitais internas, resultando em dois tipos de radiação X diferentes, Bremsstrahlung e Característica, respectivamente. A “soma” dos dois tipos de radiação resulta no espectro de emissão de raios X, representado na figura IV.7. [GRA03]

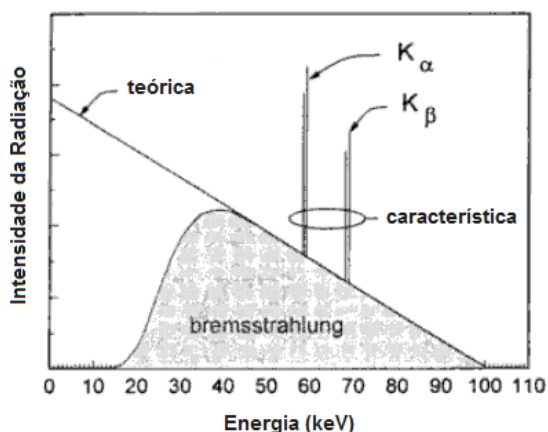


Figura IV.7 – Espectro de emissão de raios X emitido do ânodo de tungsténio de uma ampola de raios X, obtido para electrões de 100keV. [BEU00]

IV.3.1 Radiação Bremsstrahlung

As interacções entre electrões do filamento e o núcleo dos átomos do alvo podem ser de dois tipos, elásticas ou inelásticas, das quais apenas uma resulta na produção de raios X.

O electrão é uma partícula de pequena massa e com carga negativa, pelo que é fortemente atraído pelo núcleo de tungsténio, de muito maior massa e carga positiva. O electrão dirige-se para o núcleo, e quanto mais perto deste, mais a sua trajectória é desviada. Devido à grande diferença de massas, a energia que o electrão transfere para o núcleo é proporcionalmente pequena. Neste tipo de interacção não há produção de radiação X, e a probabilidade de ocorrência deste processo aumenta com o número atómico do material do ânodo, pelo que é muito frequente no tungsténio.

Apenas numa pequena percentagem dos casos é emitida radiação electromagnética. Quando um fóton é emitido, a energia cinética do electrão é reduzida na mesma quantidade que a

energia do fóton, pelo que o electrão desacelera. Este tipo de interacção é inelástica, uma vez que a energia cinética total do electrão e do núcleo não é conservada – uma porção de energia é perdida sob a forma de um fóton, designando-se de Radiação Bremsstrahlung (que significa radiação de travagem). A energia da radiação bremsstrahlung pode ser muito pequena se o electrão perder pouca energia, ou pode ser igual à energia cinética do electrão, caso este tenha uma colisão directa com o núcleo. A intensidade da radiação produzida está relacionada com o número atómico do material do ânodo e com a energia do feixe de electrões, pela equação: [GRA03]

$$I \propto ZE^2 \quad (\text{IV.1})$$

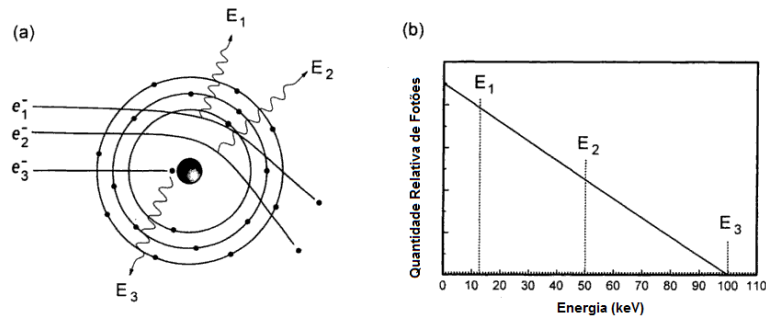


Figura IV.8 – Produção de Radiação Bremsstrahlung. (a) Electrões que desaceleram na proximidade do núcleo (e_1^-), perdem uma pequena porção de energia (E_1) em forma de raios X, enquanto electrões (e_3^-) que colidem directamente com o núcleo podem emitir raios X com energia (E_3) igual à energia cinética do electrão incidente. (b) A probabilidade de produção de radiação bremsstrahlung depende da energia, pelo que é produzido um maior número de fótons de energia E_1 , sendo as colisões directas com o núcleo pouco frequentes. [BEU00]

IV.3.2 Radiação Característica

A produção de radiação característica resulta de colisões inelásticas entre os electrões do filamento e os electrões dos átomos de tungsténio. Dependendo da energia, o electrão pode provocar a excitação ou ionização do átomo do alvo. No caso da excitação, a energia do electrão deve ser a suficiente para elevar um electrão a uma orbital superior, enquanto que para provocar a ionização do átomo, a energia do electrão tem de ser superior à energia de ligação do electrão do átomo, de modo a libertá-lo do átomo. Em ambos os casos, cria-se uma vaga numa orbital, que é rapidamente ocupada por um electrão de uma camada superior. Quando ocorre esta transição, há libertação de energia sob a forma de radiação electromagnética, que depende das energias do electrão antes (E_1) e depois (E_2) da transição:

$$E = E_1 - E_2 \quad (\text{IV.2})$$

Como esta energia varia consoante o material do ânodo e consoante as orbitais envolvidas, a radiação produzida é designada de Radiação Característica. [GRA03]

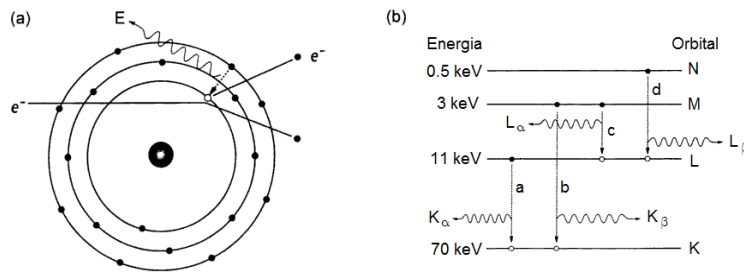


Figura IV.9 – Produção de Radiação Característica. (a) Um electrão incidente causa a ejeção de um electrão de uma orbital, criando uma vaga nessa orbital que será preenchida por um electrão de uma orbital superior. Dessa transição resulta a libertação de radiação característica. (b) Diagrama de energias onde são ilustradas as orbitais K, L, M e N, e respectivas energias de ligação para o tungstênio; transições entre orbitais adjacentes designam-se transições α , e transições entre duas ou mais orbitais designam-se de transições β . [BEU00]

IV.4 Factores que afectam o espectro de emissão

IV.4.1 Corrente na ampola

A corrente no tubo (mA) é um parâmetro que influencia a intensidade do feixe de radiação, ou seja, afecta o número de partículas emitido pelo filamento de tungstênio por unidade de tempo. Se a corrente na ampola de raios X for, por exemplo, diminuída para metade, o número de electrões no tubo também é reduzido para metade. Uma vez que todos os outros parâmetros permanecem inalterados, e cada electrão tem a mesma probabilidade de criar radiação X, então o número de fótons de cada energia produzido será igualmente metade. Se a corrente fosse o dobro, o mesmo aconteceria ao número de electrões e raios X produzidos.

Diz-se que a intensidade de um feixe de radiação é proporcional à corrente no tubo:

$$I \propto mA \quad (IV.3)$$

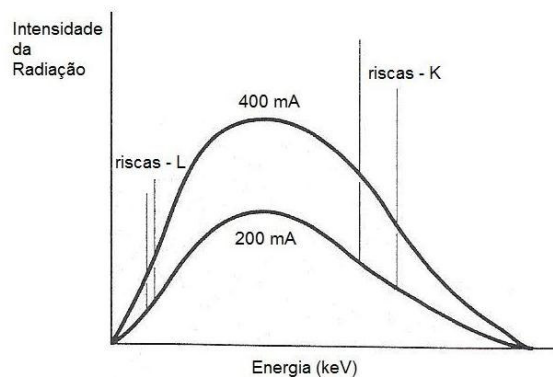


Figura IV.10 – Efeito da variação da corrente na ampola de raios X. [GRA03]

IV.4.2 Potencial da ampola

O potencial na ampola (kV) de raios X influencia a força de atracção, e consequentemente, a aceleração de um electrão do filamento na direcção do ânodo. Um aumento no potencial do tubo vai provocar um aumento na energia cinética dos electrões, tornando mais eficiente a produção de radiação bremsstrahlung. Esta variação reflecte-se na energia máxima e média do feixe de radiação. Pelo que se pode dizer que o potencial afecta a qualidade do feixe de radiação, que está relacionada com a energia média dos fotões produzidos, e afecta também a intensidade do feixe, sendo esta proporcional ao quadrado do potencial:

$$I \propto kV^2 \quad (\text{IV.4})$$

Um aspecto importante, é o facto de um aumento no potencial poder tornar visíveis no espectro de emissão radiação característica, que a potenciais mais baixos não era possível de obter.

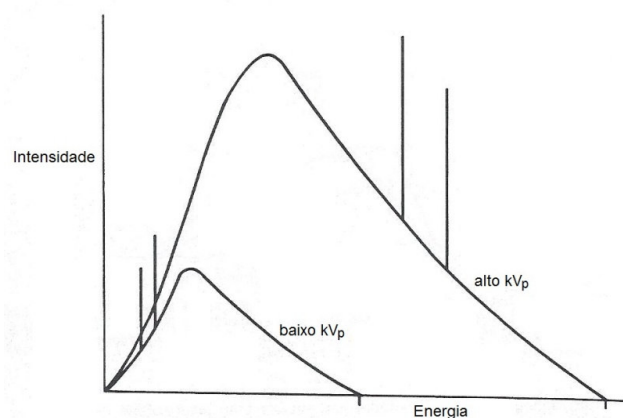


Figura IV.11 – Efeito da variação do potencial da ampola de raios X. [GRA03]

IV.4.3 Material do ânodo

A importância do material do ânodo está no seu número atómico (Z). Quanto maior for o número atómico, mais positivo é o núcleo dos átomos do material, e portanto a sua força de atracção será maior. O aumento do poder atractivo do núcleo, aumenta a probabilidade de produção de radiação bremsstrahlung, pelo que a intensidade do feixe aumenta, mas as energias máxima e mínima do feixe não sofrem alteração. O material do ânodo afecta também a radiação característica, pois esta é específica para cada material. Uma variação do material do alvo afecta portanto a intensidade e qualidade do feixe de radiação.

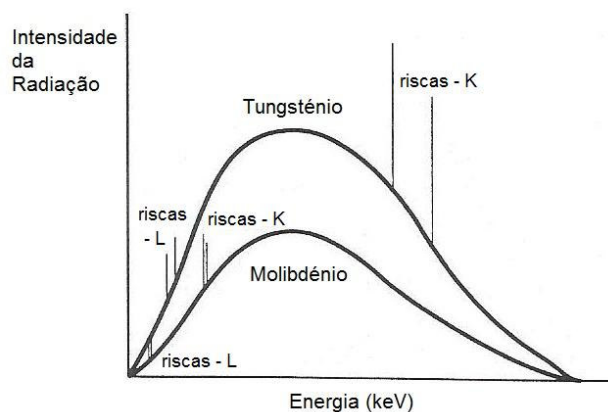


Figura IV.12 – Efeito da alteração do material do ânodo na ampola de raios X. [GRA03]

IV.4.4 Filtração

Até agora os três factores analisados, tinham em conta o feixe de radiação produzido no alvo. No entanto, para que os raios X possam ser utilizados em diagnóstico, é necessário que o feixe saia da ampola. Este facto, implica que o feixe de radiação tenha de atravessar uma série de estruturas que revestem/protegem a ampola: o vidro que envolve o tubo, o óleo de arrefecimento e por último a janela de saída. Ao atravessar estas estruturas o feixe de radiação vai ser atenuado, ou seja, alguns fotões vão ser absorvidos ou dispersos ao atravessarem o material, o que reduz a intensidade do feixe, essencialmente nas energias mais baixas. Por outro lado, a qualidade do feixe é aumentada, pois ao absorver os fotões de mais baixa energia, evita que estes sejam absorvidos pelo paciente, sem utilidade de diagnóstico. Como estas estruturas são parte do equipamento de raios X, esta filtração é designada de filtração inerente. Pode ser ainda adicionada uma filtração extra, designada de filtração adicional, de forma a reduzir o número de fotões de baixa energia, caso seja necessário. [GRA03]

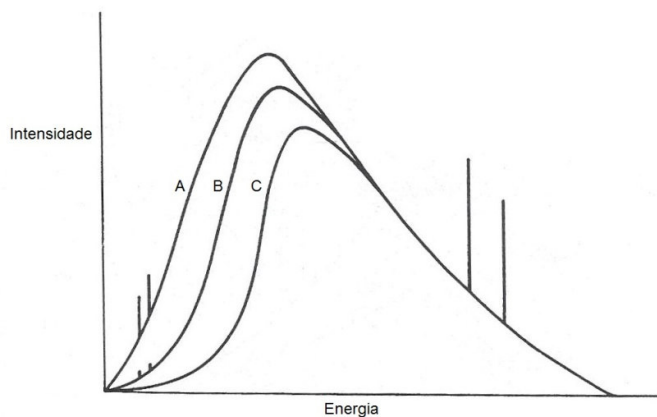


Figura IV.13 – Efeito da filtração inerente (B) e adicional (C) num feixe de raios X produzido no alvo (A).

[GRA03]

IV.5 Distribuição Angular dos Raios X e Efeito Anódico

Numa ampola de raios X, a maior parte da energia cinética dos electrões do feixe não é utilizada na produção de fotões. Esta energia é absorvida pelo ânodo e vidro da ampola, o que resulta na libertação de calor, devido à maior probabilidade de interacção entre os electrões do feixe com os electrões das orbitais menos energéticas dos átomos do alvo. A radiação X produzida resulta das interacções dos electrões do feixe com o núcleo ou com os electrões K (ou L), representando, aproximadamente, apenas 1% da energia cinética total dos electrões.

Os raios X produzidos são emitidos segundo uma distribuição angular que depende da energia dos electrões, pelo que a emissão não é isotrópica. A figura IV.14 apresenta para três energias diferentes a distribuição angular dos fotões emitidos, onde cada ponto das curvas permite obter um vector que aponta do foco para a curva e de módulo proporcional à intensidade do feixe segundo a direcção do vector. À medida que a energia aumenta a direcção de emissão dos fotões tende a igualar a direcção dos electrões.

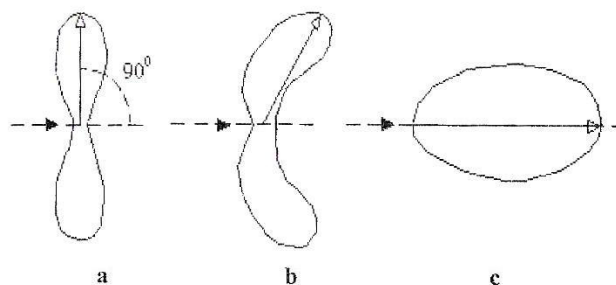


Figura IV.14 – Distribuição angular dos raios X em função da energia dos electrões: (a) baixa energia, (b) média energia e (c) alta energia. [LIM05]

Considerando a gama de energias de interesse em radiodiagnóstico, na sua grande maioria os fotões são emitidos em ângulos próximos de 90° com o feixe de electrões. No entanto, a intensidade de emissão dos fotões segundo as várias direcções, pode variar com a inclinação do ânodo.

A produção de raios X pode ocorrer a várias profundidades no material do ânodo da ampola (na ordem dos μm), pelo que os fotões produzidos vão atravessar diferentes espessuras no ânodo, dependendo da profundidade à qual são produzidos e da direcção em que são emitidos, como se pode verificar na figura IV.15.

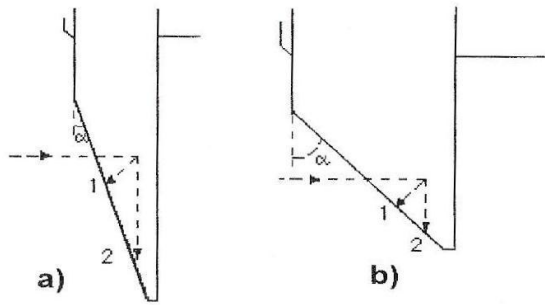


Figura IV.15 – Percurso dos raios X produzidos no ânodo para (a) grandes inclinações – pequeno α , e (b) pequenas inclinações – grande α . [LIM05]

Como foi referido anteriormente, os fótons tendem a seguir uma trajetória normal ao feixe de electrões. Assim, para ânodos de grande inclinação (figura IV.15a), os fótons têm de percorrer trajetórias maiores, o que corresponde a adicionar uma espessura de tungsténio, que vai absorver um maior número de fótons menos energéticos, causando um endurecimento do feixe de radiação. O aumento da filtragem no ânodo resulta numa diminuição da intensidade do feixe para ângulos positivos, tal como se pode observar na figura IV.16a. Neste caso, a inclinação do ânodo predomina sobre a distribuição angular da intensidade. Este fenómeno designa-se de efeito anódico.

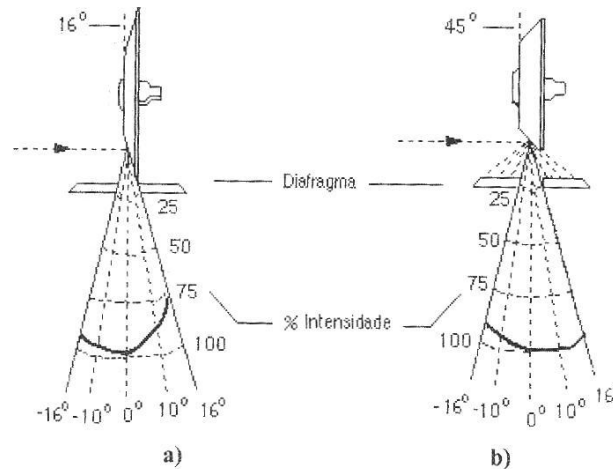


Figura IV.16 – Distribuição angular da intensidade do feixe de raios X à saída da ampola para (a) ânodo de grande inclinação, e (b) ânodo de pequena inclinação. [LIM05]

Para ânodos de pequena inclinação (figura IV.15b), a distribuição angular pode predominar sobre a absorção no ânodo, pois os percursos dos fótons no ânodo são menores e praticamente constantes. Neste caso, existe uma diminuição da intensidade do feixe para ângulos negativos, como se verifica na figura IV.16b. [LIM05]

Capítulo V

Caracterização das Qualidades de Radiação de Diagnóstico

A radiação ionizante utilizada em diagnóstico constitui a maior parte da radiação artificial a que a população está exposta, pelo que é necessário controlar as doses aplicadas aos pacientes, ao mesmo tempo que se tenta otimizar a imagem obtida. Por isso, é muito importante um constante controlo metrológico do equipamento, sendo utilizados para o efeito feixes de radiação com características específicas.

Tendo em vista estes objectivos, procedeu-se à caracterização de qualidades de radiação de diagnóstico, com o intuito de serem implementadas pelo Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto Tecnológico e Nuclear (LMRI – ITN), na calibração de dosímetros utilizados em radiodiagnóstico.

O melhor método para caracterizar qualidades de radiação seria obter o espectro de emissão de raios X, pois este fornece toda a informação relativa ao feixe de radiação. No entanto, a medição directa do espectro de raios X é uma tarefa complicada, e na grande maioria dos laboratórios não é possível de efectuar, pois estes não possuem as condições ou equipamentos necessários. Por estas razões, a caracterização dos feixes de radiação efectua-se recorrendo a parâmetros, de fácil medição, definidos em normas internacionais, pela Comissão Electrotécnica Internacional (IEC – *International Electrotechnical Commission*).

A IEC deve manter sob constante “vigilância” todas as tecnologias e estudos em desenvolvimento e efectuar regularmente análises e revisões das suas normas e publicações emitidas, de modo a assegurar que as mesmas reflectem a tecnologia actual. Devido ao rápido e crescente desenvolvimento das técnicas de diagnóstico de raios X, tornou-se necessária a actualização da primeira edição (IEC 1267) da norma internacional referente aos parâmetros usados na caracterização da radiação X. Assim, foi emitida em 2005 a segunda edição desta norma internacional – IEC 61267: *Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics*.

Neste estudo foi utilizada a norma IEC 61267, por ser a mais recente, que recorre à determinação da espessura semi-redutora (*half value layer* – HVL) para caracterizar as diversas qualidades de radiação.

V.1 Caracterização das Qualidades de Radiação segundo a Norma IEC 61267

A norma internacional IEC 61267 estabelece um conjunto de qualidades de radiação que têm um papel fundamental na determinação de características e propriedades de equipamentos e feixes de radiação, utilizados para diversos fins físicos e médicos. A existência de qualidades de radiação bem definidas apresenta várias vantagens, que beneficiam tanto os fabricantes dos equipamentos, como os utilizadores, pacientes e autoridades de protecção radiológica. De entre as muitas vantagens podem-se destacar, a especificação de padrões de operação internacionais para equipamentos de raios X, de forma a analisar o desempenho dos mesmos, a calibração de detectores de radiação utilizados na medição de doses em radiodiagnóstico, a sua utilização em testes de controlo de qualidade, bem como investigações médicas e físicas desenvolvidas em laboratórios e/ou instalações médicas, entre outras.

Além de estabelecer os parâmetros que permitem caracterizar as qualidades de radiação, a norma IEC 61267 especifica ainda as características do equipamento a ser utilizado e os métodos/procedimentos a serem realizados para efectuar a correcta caracterização das qualidades de radiação.

V.1.1 Características do Equipamento

V.1.1.1 Ampola de Raios X

A produção de raios X depende de vários factores, tendo alguns de obedecer a parâmetros estabelecidos na norma IEC 61267. O primeiro desses factores é o potencial da ampola de raios X, cujo valor deve ser conhecido com uma incerteza máxima de 1,5 % ou 1,5 kV (sendo escolhido o maior dos dois) e cujo factor de ondulação (ripple) não deve exceder 10%. Outro factor a considerar é o ânodo do tubo de raios X, cujo material deve ser tungsténio e ter um ângulo de inclinação superior ou igual a 20° com a direcção dos electrões.

V.1.1.2 Detector

O detector de radiação a utilizar nas medições para determinar a curva de atenuação, também deve respeitar algumas especificações. As dimensões da superfície de entrada do volume sensível do detector devem ser muito pequenas, de modo a que esta seja completamente irradiada pelo feixe de radiação X. O detector deve possuir um intervalo de funcionamento tal que permita a continuação de medições quando são adicionados filtros ou fantasmas descritos

pela norma. A sua resposta deve ser independente da energia, dentro da gama de energias que se pretende analisar.

V.1.1.3 Filtração

Um factor de extrema importância na caracterização das qualidades de radiação é a filtração utilizada. A filtração total de um equipamento de raios X é constituída por dois tipos de filtração, inerente e adicional. Podemos considerar ainda outros dois tipos de filtração, auxiliar e adicionada (fantoma).

i) Inerente

A filtração inerente é a responsável pela absorção de uma pequena porção de raios X de baixa energia quando estes atravessam os vários elementos constituintes do tubo de raios X (janela, óleo de arrefecimento que envolve o tubo, etc). Uma vez que resulta dos próprios constituintes do tubo de raios X, trata-se de uma filtração fixa. O material atenuador é comparado com a espessura de alumínio necessária para, na ausência dos elementos constituintes do tubo, atenuar na mesma proporção o feixe de raios X. Assim, a filtração inerente é expressa em mm de alumínio equivalentes. Devido ao envelhecimento da ampola de raios X, a filtração inerente pode variar ao longo do tempo, pelo que é aconselhável a sua verificação periódica. Uma ampola de raios X, cuja filtração inerente seja superior a 3,5 mm de alumínio equivalentes não deve ser utilizada.

ii) Adicional

A filtração adicional é definida como a espessura ajustável de alumínio a adicionar ao sistema de modo a obter um valor do primeiro HVL, para a qualidade de radiação em questão, que se encontre dentro de um intervalo de incerteza de 5% para feixes de radiação produzidos com potenciais superiores a 30 kV.

iii) Auxiliar

A filtração auxiliar é uma filtração variável. É constituída por placas atenuadoras de alumínio de diferentes espessuras, que são utilizadas para obter a curva de atenuação de um feixe de raios X, para uma dada qualidade de radiação.

iv) Adicionada (fantoma)

A filtração adicionada é utilizada como fantoma, tendo o objectivo de simular o paciente para a caracterização de uma determinada qualidade de radiação. Trata-se de uma filtração de espessura fixa para cada qualidade de radiação, que geralmente utiliza como material o alumínio ou o cobre.

V.1.2 Parâmetros utilizados na Caracterização das Qualidades de Radiação

A norma IEC 61267 estabelece uma série de parâmetros bem definidos, para cada tipo de qualidade de radiação. A caracterização das qualidades de radiação é efectuada através da análise desses mesmos parâmetros.

V.1.2.1 Espessura Semi-Redutora (*Half Value Layer* – HVL)

A espessura semi-redutora, HVL, é a espessura de um dado material que atenua o feixe de raios X para metade do seu valor original. O HVL descreve a capacidade de penetração do feixe de fótons, sendo expresso em mm de alumínio ou cobre.

V.1.2.2 Coeficiente de Homogeneidade

O coeficiente de homogeneidade h , é definido como a razão entre o primeiro e o segundo HVL's:

$$h = \frac{1^{\circ} \text{HVL}}{2^{\circ} \text{HVL}} \quad (\text{V.1})$$

onde o segundo HVL é a espessura, em mm de alumínio ou cobre, adicional para atenuar o feixe de raios X a 25% do feixe original. Para radiações monoenergéticas o coeficiente de homogeneidade tem o valor 1, sendo apresentados no *Anexo B* os cálculos que verificam esta afirmação. [WWW02]

V.1.2.3 Quociente $y(1^{\circ}\text{HVL}_{\text{IEC}})/y(0)$

Este quociente é definido como a razão entre o valor de carga obtido pela função de ajuste, com uma filtração auxiliar (placas atenuadoras de alumínio) de igual espessura ao primeiro HVL, cujo valor consta na norma IEC 61267, $y(1^{\circ}\text{HVL}_{\text{IEC}})$, e o valor de carga obtido sem

filtração auxiliar, ou seja, com espessura nula, $y(0)$. Se a razão se encontrar dentro do intervalo $[0,485 ; 0,515]$, considera-se correctamente caracterizada a qualidade de radiação.

V.1.2.4 Determinação da Curva de Atenuação

Para cada qualidade de radiação, é necessário obter uma curva de atenuação, utilizando placas atenuadoras de alumínio, de diferentes espessuras, com um mínimo de pureza 99,9%. Estas placas devem ser colocadas equidistantes do foco da ampola de raios X e do detector. A determinação da curva de atenuação dos raios X, exemplificada na figura V.1, é essencial à caracterização das qualidades de radiação, uma vez que os parâmetros necessários para caracterização (1°HVL , quociente $y(1^{\circ}\text{HVL}_{\text{IEC}})/y(0)$ e coeficiente de homogeneidade) só podem ser obtidos através desta curva.

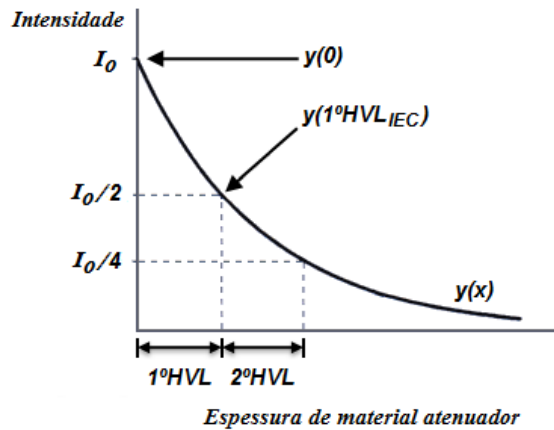


Figura V.1 – Representação gráfica dos parâmetros de caracterização das Qualidades de Radiação.

V.2 Procedimentos para a Caracterização das Qualidades de Radiação

V.2.1 Caracterização do Perfil do Campo de Radiação

De modo a poder efectuar a caracterização de qualidades de radiação, é necessário verificar se o campo de radiação produzido pelo feixe de raios X, obedece às seguintes condições:

- Dimensão do campo adequada, considerando o detector a utilizar;
- Uniformidade;
- Homogeneidade.

O procedimento para testar se o feixe de radiação segue estes critérios, é indicado a seguir:

- 1) O detector é colocado a 1 metro do foco da ampola de raios X;
- 2) Deve-se utilizar uma filtração adicional de alumínio imediatamente à saída da ampola, com pelo menos 99,9% de pureza;
- 3) Deverá ser utilizado um colimador, colocado a seguir a uma filtração adicional de alumínio, que permita obter a 1 metro do foco da ampola, um campo de radiação cujo diâmetro é especificado pela câmara de ionização a utilizar;
- 4) A posição do detector irá variar ao longo dos eixos, horizontal e vertical, individualmente, permanecendo sempre a 1 metro do foco da ampola. Em cada posição do detector ao longo do eixo, será efectuada uma medição;
- 5) Depois de percorrer toda a dimensão do campo de radiação, as medições efectuadas devem ser expressas em função da posição do detector. Obtém-se assim um gráfico que permite caracterizar o perfil do campo;
- 6) Os limites máximo e mínimo do feixe de radiação obtidos a 50%, relativamente ao valor máximo medido, indicam o diâmetro do campo de radiação a 1 metro do foco da ampola.
- 7) Se os valores medidos em cada posição não variarem mais que 5%, ou seja, se o campo de radiação apresentar uma forma constante (patamar) ao longo de toda a sua dimensão, o campo diz-se uniforme;
- 8) Se, se verificar a uniformidade do campo em ambos os eixos, horizontal e vertical, o campo diz-se homogéneo.

V.2.2 Determinação da Filtração Inerente da Ampola de Raios X

A filtração inerente da ampola de raios X é obtida através da determinação do 1ºHVL do feixe de fótons, a 60 kV, sem filtração adicional. O método para determinar a filtração inerente, que consta na norma ISO 4037-1, é o seguinte:

- 1) O detector deve ser colocado a 1 metro do foco da ampola de raios X;
- 2) Devem ser utilizados dois colimadores para limitar as dimensões do feixe de radiação no detector, mas de modo a que este seja totalmente e uniformemente irradiado pelo feixe. O segundo colimador deverá ser colocado a 50cm do foco da ampola;
- 3) Se for utilizada uma câmara de ionização monitor, esta deverá ser colocada entre os dois colimadores, sendo seguida das placas atenuadoras de alumínio, de forma a que a produção de radiação dispersa no alumínio não afecte a resposta da câmara monitor;
- 4) Deve-se utilizar uma câmara de ionização cuja dependência energética seja conhecida, no intervalo de energias de interesse;

- 5) As medições da filtração inerente devem ser efectuadas de tal modo, que a radiação dispersa pelas placas atenuadoras de alumínio que atinge o detector, seja desprezada;
- 6) A curva de atenuação para a radiação a 60 kV, sem filtração adicional, é determinada utilizando placas atenuadoras de alumínio de diferentes espessuras, colocadas entre os dois colimadores;
- 7) É determinado o primeiro HVL e através da tabela V.1 será determinada a filtração inerente da ampola de raios X;

<i>1º HVL (mm de Al a 60 kV)</i>	<i>Filtração Inerente (mm de Al)</i>
0,33	0,25
0,38	0,3
0,54	0,4
0,67	0,5
0,82	0,6
1,02	0,8
1,15	1
1,54	1,5
1,83	2
2,11	2,5
2,35	3
2,56	3,5
2,75	4
2,94	4,5
3,08	5
3,35	6
3,56	7

Tabela V.1 – Filtração Inerente (ISO 4037-1).

- 8) Se a filtração inerente obtida for superior a 3,5 mm de alumínio, a ampola não deve ser usada.

V.2.3 Caracterização das Qualidades de Radiação

O estudo efectuado concentrou-se na caracterização de três qualidades de radiação de diagnóstico: nas qualidades de radiação RQR (*Radiation Qualities in Radiation Beams emerging from the X-ray Source Assembly*), utilizadas em diagnóstico convencional para medições de feixes de radiação emergentes da ampola de raios X; nas qualidades de radiação

RQA (*Radiation Qualities based on a Phantom made up of an aluminium Added Filter*), utilizadas em diagnóstico convencional para medições de feixes de radiação emergentes de objectos irradiados que simulam o paciente – fantomas; e nas qualidades de radiação RQT (*Radiation Qualities based on copper Added Filter*), utilizadas para a determinação de características em tomografia computadorizada – TC.

V.2.3.1 RQR

As qualidades de radiação padrão RQR são descritas por um conjunto de parâmetros:

- Ânodo de tungsténio;
- Potencial no tubo de raios X, ajustado aos valores da coluna 2 da tabela V.2;
- Filtração Total da ampola de raios X ajustável;
- 1°HVL, expresso na coluna 3 da tabela V.2;
- Coefficiente de Homogeneidade, $h \pm 0,03$, expresso na coluna 4 da tabela V.2.

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Potencial do tubo (kV)</i>	<i>1° HVL (mm de Al)</i>	<i>Coefficiente de Homogeneidade</i>
RQR2	40	1,42	0,81
RQR3	50	1,78	0,76
RQR4	60	2,19	0,74
RQR5	70	2,58	0,71
RQR6	80	3,01	0,69
RQR7	90	3,48	0,68
RQR8	100	3,97	0,68
RQR9	120	5,00	0,68
RQR10	150	6,57	0,72

Tabela V.2 – Caracterização das qualidades de Radiação RQR2 a RQR10 (IEC 61267).

O método para caracterizar qualidades de radiação RQR, de acordo com as condições impostas anteriormente, deve ser efectuado do seguinte modo:

- O potencial do tubo deve ser especificado, consoante a qualidade de radiação a caracterizar;
- O detector de radiação deve ser colocado a 1 metro do foco da ampola de raios X;
- As dimensões do campo de radiação no detector devem ser suficientes para o irradiar completa e uniformemente. Para tal, devem ser utilizados dois colimadores de modo a

limitar o diâmetro do feixe de fótons, sendo o segundo colimador colocado a 50cm do foco da ampola de raios X;

- 4) Deve-se determinar a curva de atenuação para a qualidade de radiação, de modo a obter o 1º HVL e um coeficiente de homogeneidade que satisfaçam as condições impostas;
- 5) Para obter a curva de atenuação, devem ser colocadas placas de alumínio de diferentes espessuras, equidistantes do foco da ampola de raios X e do detector (nomeadamente, antes do segundo colimador). Estas devem ter uma pureza mínima de 99,9%, a sua espessura deve ser conhecida com uma incerteza máxima de $\pm 0,01$ mm, e devem ter dimensões suficientes para interceptar na totalidade o feixe de fótons;
- 6) As mesmas placas de alumínio serão utilizadas para estabelecer a filtração adicional, a colocar antes do primeiro colimador;
- 7) A qualidade de radiação RQR correcta é obtida quando a razão $y(1^\circ\text{HVL}_{\text{IEC}})/y(0)$ se encontra dentro do intervalo $[0,485 ; 0,515]$. Se esta razão se encontrar abaixo do valor mínimo, a filtração adicional deverá ser aumentada, e vice-versa, sendo necessário obter uma nova curva de atenuação.

V.2.3.2 RQA

As qualidades de radiação padrão RQA são definidas pelo seguinte conjunto de parâmetros:

- a) Ânodo de tungsténio;
- b) Potencial no tubo de raios X idêntico, para as correspondentes qualidades de radiação RQR;
- c) Filtração Total, constituída por:
 - c.1) filtração adicional determinada para as qualidades de radiação RQR;
 - c.2) fantoma de alumínio de espessura fixa para cada qualidade de radiação RQA, expressa na coluna 3 da tabela V.3, conhecida com uma incerteza máxima de $\pm 0,01$ mm, pureza mínima de 99,9%, e com dimensões suficientes para interceptar a totalidade do feixe de raios X.
- d) 1ºHVL, expresso na coluna 4 da tabela V.3;

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Potencial do tubo (kV)</i>	<i>Fantoma (mm de Al)</i>	<i>1° HVL (mm de Al)</i>
RQA2	40	4	2,2
RQA3	50	10	3,8
RQA4	60	16	5,4
RQA5	70	21	6,8
RQA6	80	26	8,2
RQA7	90	30	9,2
RQA8	100	34	10,1
RQA9	120	40	11,6
RQA10	150	45	13,3

Tabela V.3 – Caracterização das qualidades de Radiação RQA2 a RQA10 (IEC 61267).

As qualidades de radiação RQA são caracterizadas a partir das qualidades de radiação RQR, do seguinte modo:

- 1) Deve ser especificado o potencial do tubo e a filtração adicional determinada para cada qualidade de radiação RQR;
- 2) O detector de radiação, colimadores e placas atenuadoras de alumínio devem ser colocados do mesmo modo e obedecer aos mesmos critérios que para a caracterização das qualidades de radiação RQR;
- 3) As dimensões do campo de radiação no detector devem ser suficientes para o irradiar completa e uniformemente;
- 4) O fantoma é colocado imediatamente a seguir ao primeiro colimador.
- 5) Deve-se determinar a curva de atenuação, de modo a obter o 1° HVL para a qualidade de radiação RQA;

Utilizando este procedimento, ou seja, estabelecendo qualidades de radiação RQA a partir de qualidades de radiação RQR, o 1°HVL obtido não pode ser ajustado. Pelo que os valores da coluna 4 tabela V.3 representam valores nominais.

V.2.3.3 RQT

As qualidades de radiação padrão RQT são descritas pelos seguintes parâmetros:

- a) Ânodo de tungstênio;
- b) Potencial no tubo de raios X idêntico, para as correspondentes qualidades de radiação RQR;

- c) Filtração Total, constituída por:
- c.1) filtração adicional determinada para as qualidades de radiação RQR;
 - c.2) fantoma de cobre de espessura fixa para cada qualidade de radiação RQT, expressa na coluna 3 da tabela V.4, conhecida com uma incerteza máxima de $\pm 0,01$ mm, pureza mínima de 99,9%, e com dimensões suficientes para interceptar a totalidade do feixe de raios X.
- d) 1°HVL, expresso na coluna 4 da tabela V.4;

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Potencial do tubo (kV)</i>	<i>Fantoma (mm de Cu)</i>	<i>1° HVL (mm de Al)</i>
RQT8	100	0,20	6,9
RQT9	120	0,25	8,4
RQT10	150	0,30	10,1

Tabela V.4 – Caracterização das qualidades de Radiação RQT8 a RQT10 (IEC 61267).

Tal como as qualidades de radiação RQA, também as qualidades de radiação RQT são caracterizadas com base nas qualidades de radiação RQR. O método é o seguinte:

- 1) Deve ser especificado o potencial do tubo e a filtração adicional determinada para cada qualidade de radiação RQR;
- 2) O detector de radiação, colimadores e placas atenuadoras de alumínio devem ser colocados do mesmo modo e obedecer aos mesmos critérios que para a caracterização das qualidades de radiação RQR;
- 6) As dimensões do campo de radiação no detector devem ser suficientes para o irradiar completa e uniformemente;
- 7) Adiciona-se a filtração de cobre (fantoma) imediatamente a seguir ao primeiro colimador.
- 8) Determina-se a curva de atenuação, de modo a obter o 1° HVL para a qualidade de radiação RQT;

Novamente, este método não permite qualquer ajuste no valor do 1°HVL obtido, uma vez que a caracterização das qualidades de radiação RQT, baseou-se em qualidades de radiação RQR, pelo que os valores da coluna 4 da tabela V.4 representam valores nominais.

V.3 Dosimetria das Qualidades de Radiação

O procedimento a seguir para efectuar a dosimetria de qualidades de radiação, para raios X produzidos com energias entre 10 e 300 kV, é o que a seguir se indica:

- 1) Deve-se utilizar uma câmara de ionização para a qual o coeficiente de calibração N_K , para a qualidade de radiação de referência é conhecido;
- 2) O ponto efectivo de medida da câmara de ionização deverá ser colocado no eixo central do feixe de raios X, a 1 metro de distância do foco da ampola;
- 3) Utiliza-se um único colimador, colocado à saída ampola, que define o diâmetro do campo de radiação. A dimensão do campo é especificada pela câmara de ionização responsável pelas medições de radiação finais, M ;
- 4) Deverá ser utilizada uma câmara monitor, colocada depois do colimador, para minimizar a influência de flutuações na radiação detectada, devido a flutuações na corrente do filamento da ampola;
- 5) Para cada qualidade de radiação, é colocada antes do colimador a filtração adicional determinada;
- 6) Devem ser realizadas várias séries de medições M_{ij} , reposicionando-se o ponto efectivo de medida da câmara de ionização em cada série de medidas, de modo a evitar erros sistemáticos no posicionamento e assim obter o valor final mais correcto, o valor médio $\mu(M_{ij})$;
- 7) O valor final, será normalizado ao valor medido pela câmara monitor, sendo depois aplicado o coeficiente de calibração N_K , corrigido por um factor de correcção para cada qualidade de radiação Q, k_Q .

Capítulo VI

Resultados Experimentais

Todas as medições experimentais envolvidas neste projecto, foram desenvolvidas no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI – ITN).

Antes de se proceder à caracterização das qualidades de radiação descritas na norma IEC 61267, é necessário a realização de algumas tarefas, nomeadamente a caracterização do perfil do campo de radiação e a determinação da filtração inerente da ampola de raios X. Apresentam-se seguidamente, os resultados experimentais obtidos na realização deste trabalho.

VI.1 Caracterização do Perfil do Campo de Radiação

A primeira tarefa a realizar para se proceder à caracterização das qualidades de radiação é caracterizar o perfil do campo de radiação. Esta caracterização consiste na verificação das dimensões do feixe e na verificação da sua homogeneidade e uniformidade. Seguidamente é apresentado na figura VI.1 o esquema da montagem experimental utilizada.

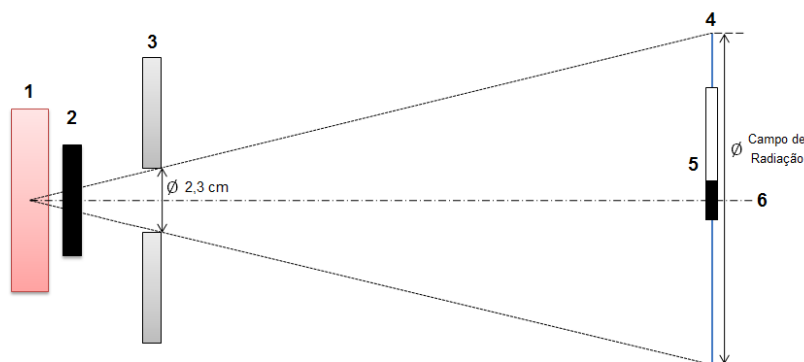


Figura VI.1 – Esquema da montagem experimental utilizada na medição do perfil do campo de radiação, onde:

- 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Colimador de chumbo de diâmetro fixo; 4) Campo de radiação a 1 metro de distância do foco da ampola; 5) Câmara de Ionização; 6) Eixo do feixe de radiação.

Como estudo prévio, procedeu-se à caracterização do perfil do campo de radiação sem utilizar a filtração adicional indicada na secção V.2.1, de modo a analisar a sua importância no procedimento. Montou-se então o arranjo experimental representado na figura anterior, colocando a câmara de ionização a 1 metro de distância do foco da ampola.

O método de caracterização consistiu na variação da posição da câmara de ionização ao longo do eixo horizontal e vertical, individualmente. Ao efectuar a variação da posição do detector assumiu-se que a distância entre este e o foco da ampola permanecia inalterada. No entanto, verifica-se que esta distância aumenta à medida que a câmara de ionização se afasta do centro do feixe de radiação. Como exemplo, o esquema indicado na figura VI.2 demonstra a variação desta distância para um campo de radiação com 20cm de diâmetro, em que a distância do seu centro ao foco da ampola é 100 cm.

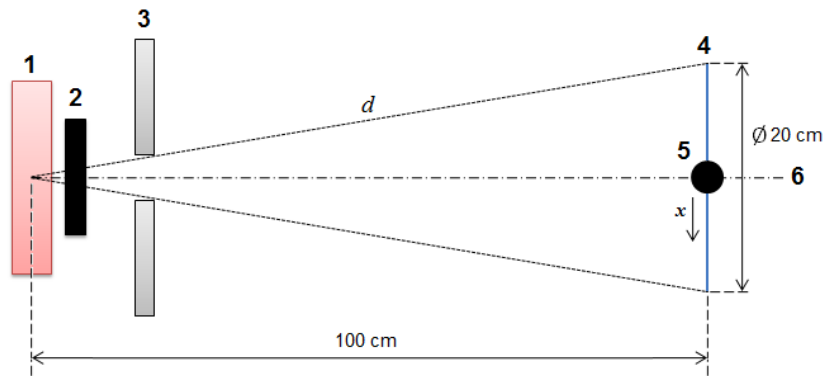


Figura VI.2 – Representação esquemática da variação da posição da câmara de ionização ao longo do eixo horizontal, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Colimador de chumbo de diâmetro fixo; 4) Campo de radiação a 1 metro de distância do foco da ampola; 5) Câmara de Ionização; 6) Eixo do feixe de radiação.

Neste caso, quando a câmara de ionização se encontra posicionada nos limites do campo de radiação (a 10cm do centro do campo), a distância entre esta e o foco da ampola é:

$$d = \sqrt{100^2 + 10^2} = 100,5 \text{ cm}$$

Através da *Lei do Inverso do Quadrado*, $1/d^2$, pode-se verificar a influência da variação da distância na intensidade do feixe detectado pela câmara de ionização:

$$\frac{100^2}{100,5^2} = 0,99 \Rightarrow 99 \%$$

Verifica-se então uma diminuição de aproximadamente 1% na intensidade do feixe de raios X detectado. No entanto, considera-se que esta diminuição na intensidade do feixe não é importante, pelo que os resultados obtidos referem-se sempre a uma distância de 1 metro entre o detector e o foco da ampola.

Começou-se então por colocar a câmara de ionização centrada no eixo horizontal, mas fora do campo de radiação, deslocando-se posteriormente a câmara ao longo do eixo de modo a esta ser irradiada pelo feixe de raios X. A cada nova posição da câmara de ionização, após deslocamentos de 1 ou 2 cm, eram efectuadas 3 medições do potencial detectado pela câmara

de ionização (em volts). A cada medição efectuada foi aplicado um factor de correcção de pressão e temperatura, C_{PT} , para normalizar as medições efectuadas às condições padrão. Os valores de pressão e temperatura relacionam-se através da expressão:

$$C_{PT} = \frac{273,15 + T}{293,15} \times \frac{1013,25}{P} \quad (\text{VI.1})$$

onde T é a temperatura do ar, expressa em graus Celsius, P a pressão absoluta do ar em hPa , o valor 293,15 K é a temperatura padrão (correspondente a 20° C) e o valor 1013,25 hPa é a pressão atmosférica padrão.

Os resultados foram normalizados e representados graficamente em função da posição da câmara de ionização (em cm), como se pode observar na figura VI.3.

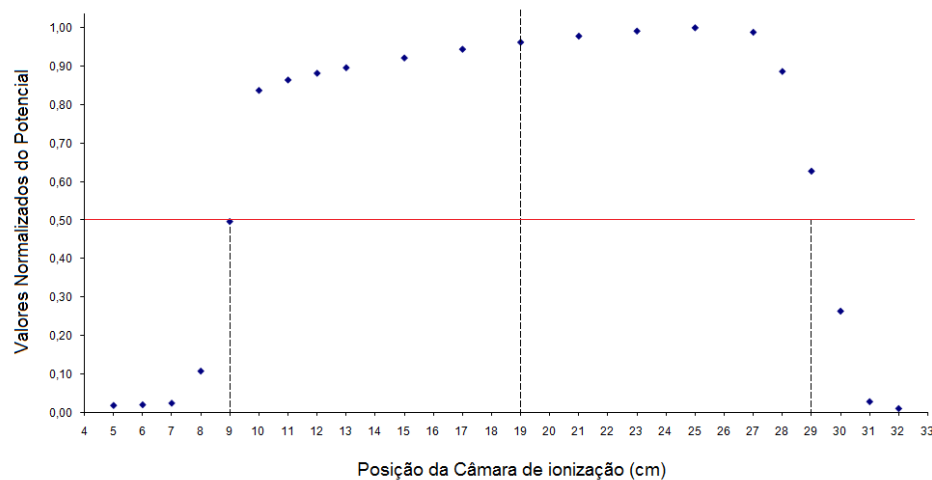


Figura VI.3 – Representação gráfica normalizada dos resultados obtidos ao longo do eixo horizontal (em cm).

Através do gráfico obtido foi possível determinar a dimensão do campo de radiação no eixo horizontal. Para tal, determinaram-se os limites do feixe de radiação cujas medidas correspondem a 50% do valor máximo obtido. A diferença entre os limites máximo e mínimo do feixe definem o diâmetro do campo de radiação. Pela observação do gráfico, pode-se verificar que a 1 metro de distância do foco da ampola, o campo de radiação tem, aproximadamente, 20 cm de diâmetro. No entanto, segundo especificações da câmara de ionização utilizada, dever-se-ia obter a esta distância um campo de radiação com diâmetro de 15 cm.

Observando o gráfico também é possível constatar que a distribuição angular da intensidade do feixe à saída da ampola não é uniforme, verificando-se um aumento significativo da intensidade dos raios X emitidos para ângulos negativos – efeito anódico. Esta situação deve-se à grande inclinação do ânodo, o que corresponde a ângulos pequenos, que no caso da

ampola em utilização é de 22° . Uma vez que a produção de raios X pode ocorrer a várias profundidades no ânodo de tungstênio, os fótons ao atravessarem diferentes espessuras vão ser atenuados por parte dos átomos do material. Para pequenos ângulos, os fótons produzidos a maiores profundidades percorrem espessuras maiores no ânodo, o que implica uma maior filtragem do feixe e por sua vez um endurecimento do espectro, devido à maior absorção dos fótons de baixa energia. Pode-se então concluir que o campo de radiação obtido não possui as características necessárias, descritas na secção V.2.1, para se proceder à caracterização das qualidades de radiação.

Como justificação para as características do campo determinado experimentalmente, ponderou-se, inicialmente, a hipótese do eixo central do feixe de radiação emitido pela ampola se encontrar ligeiramente inclinado, pelo que se alterou a posição do suporte que continha a ampola de raios X, de modo a que os fótons fossem emitidos num ângulo de 0° relativamente à câmara de ionização. Este processo foi repetido inúmeras vezes, tanto para ângulos negativos como positivos, não se obtendo, no entanto, o resultado desejado. Esta primeira hipótese foi então posta de parte.

A percepção da física associada aos resultados obtidos levou, seguidamente, a optar-se pela adição de uma filtração adicional de 4 mm de alumínio, de acordo com o procedimento descrito na secção V.2.1, recolocando o suporte da ampola de raios X na sua posição inicial. Com os 4 mm de alumínio inseridos na montagem, tornaram-se a repetir as medições, sendo obtidos valores de radiação constantes em toda a extensão do campo. Esta espessura de alumínio é responsável pela atenuação de todo o feixe de raios X emergente da ampola, mas tem uma maior influência na filtração dos fótons menos energéticos, que são os que contribuem para a maior intensidade do feixe, verificada para ângulos negativos.

Para obter o campo de radiação com as dimensões pretendidas, efectuaram-se os cálculos necessários para a determinação do diâmetro da abertura de um novo colimador de chumbo, que se mandou construir nas oficinas do ITN. O diâmetro da abertura do novo colimador, calculado segundo o esquema indicado na figura VI.4, foi de 1,725 cm.

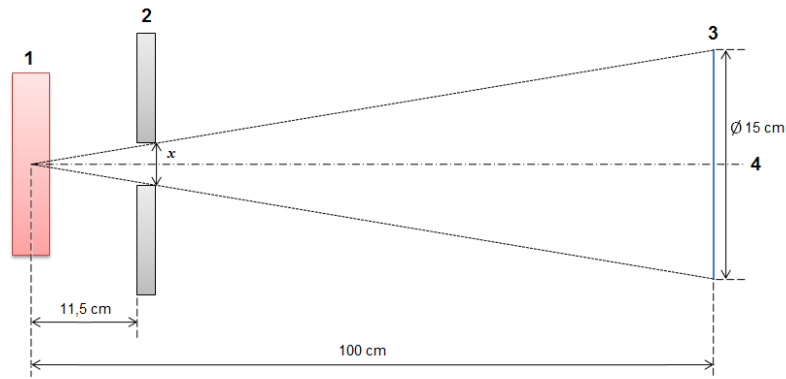


Figura VI.4 – Esquema utilizado para calcular o diâmetro da abertura do colimador, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Colimador de chumbo de diâmetro fixo x ; 3) Campo de radiação a 1 metro de distância do foco da ampola; 4) Eixo do feixe de radiação.

De forma a obter um campo de radiação que obedecesse aos critérios estipulados, foi então necessário efectuar duas alterações na montagem experimental inicialmente utilizada, mantendo inalteradas todas as outras condições.

De modo a contrariar o efeito anódico, foi adicionada a filtração adicional de 4 mm de alumínio, colocada à saída da ampola, e para obter um campo com 15 cm de diâmetro a 1 metro de distância do foco da ampola, substituiu-se o colimador utilizado, por aquele que se mandou construir. A nova montagem experimental está indicada na figura VI.5.

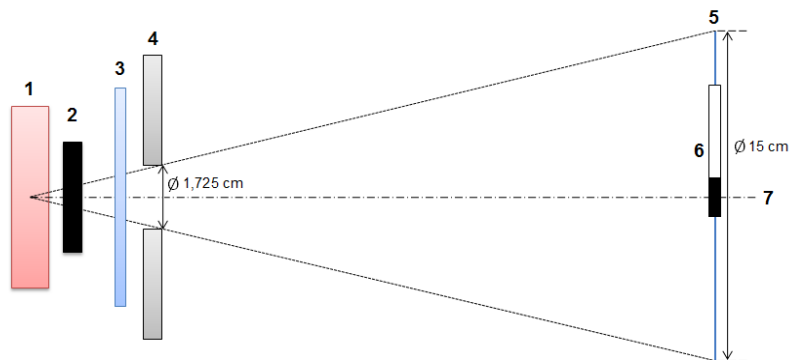


Figura VI.5 – Esquema da nova montagem experimental utilizada na medição do perfil do campo de radiação, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Filtração Adicional de 4 mm de alumínio; 4) Colimador de chumbo de diâmetro fixo; 5) Campo de radiação a 1 metro de distância do foco da ampola; 6) Câmara de Ionização; 7) Eixo do feixe de radiação.

Repetiu-se então, todo método para a caracterização do perfil do campo que foi descrito anteriormente, cujos resultados estão representados na figura VI.6.

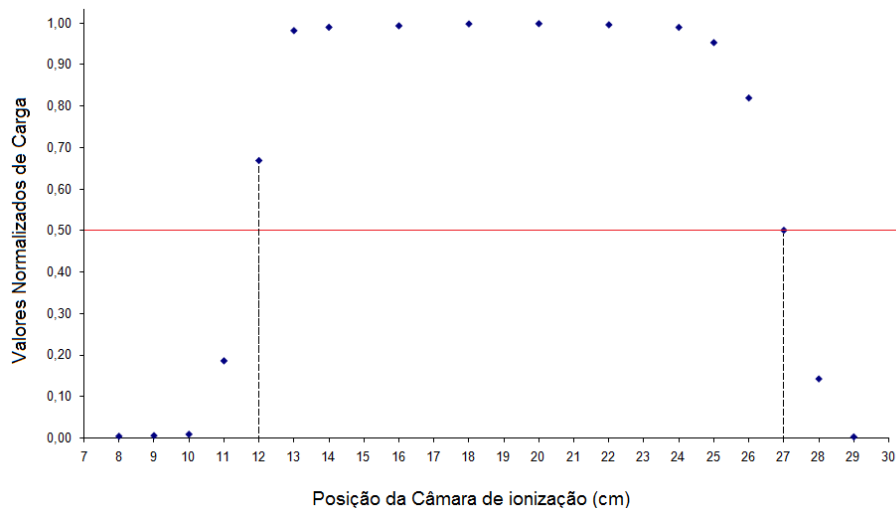


Figura VI.6 – Representação gráfica normalizada dos resultados obtidos ao longo do eixo horizontal (em cm).
Estão também representados os limites do feixe de radiação a 50% (linha vermelha).

Como se pode verificar a adição da filtração adicional afectou a distribuição angular dos fótons, obtendo-se igual intensidade do feixe para ângulos positivos e negativos. Verifica-se também que a substituição do colimador permitiu obter a 1 metro do foco da ampola, um campo de radiação com, aproximadamente, 15 cm de diâmetro. Esta dimensão é suficiente para irradiar totalmente o detector e a constante distribuição angular observada no gráfico confirma a uniformidade do feixe de raios X. O mesmo procedimento foi efectuado para o eixo vertical, para o qual se obteve também um diâmetro aproximado de 15cm, como se pode verificar na figura VI.7.

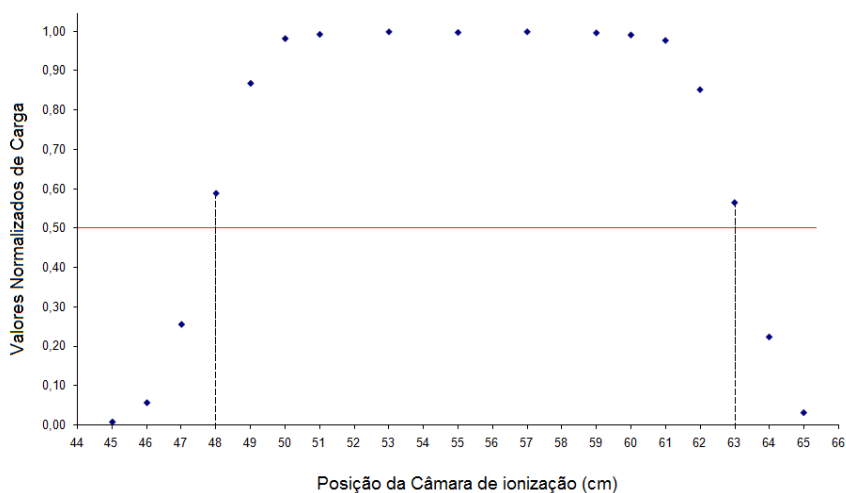


Figura VI.7 – Representação gráfica normalizada dos resultados obtidos ao longo do eixo vertical (em cm).
Estão também representados os limites do feixe de radiação a 50% (linha vermelha).

A caracterização do perfil do campo de radiação foi efectuada apenas para um potencial de 60 kV. Apesar das diferenças físicas inerentes a cada qualidade de radiação (por exemplo, espectro de emissão de raios X, intensidade do feixe, processos de interação dos raios X com a matéria), a norma ISO 4037-1 assume como válida esta caracterização para todas as energias. Pode-se então concluir que a 1 metro, o campo de radiação é homogéneo e uniforme, e tem as dimensões necessárias para irradiar na totalidade a câmara de ionização.

VI.2 Determinação da Filtração Inerente da Ampola

Uma vez caracterizado o perfil do campo de radiação, o segundo passo para a caracterização das qualidades de radiação, é a determinação da filtração inerente da ampola de raios X, segundo a norma ISO 4037-1. A ampola de raios X e a câmara de ionização utilizadas foram as mesmas que para a caracterização do perfil do campo de radiação.

A determinação da filtração inerente é efectuada para um potencial de 60 kV. A câmara de ionização foi colocada a 1 metro do foco da ampola e foram utilizados dois colimadores com aberturas de diâmetros diferentes, tendo o segundo colimador (com maior diâmetro) sido colocado a 50 cm do foco da ampola. Foram utilizadas placas atenuadoras de alumínio, de pureza 99,9% e de diferentes espessuras, colocadas antes do segundo colimador. A figura VI.8 apresenta a montagem experimental utilizada.

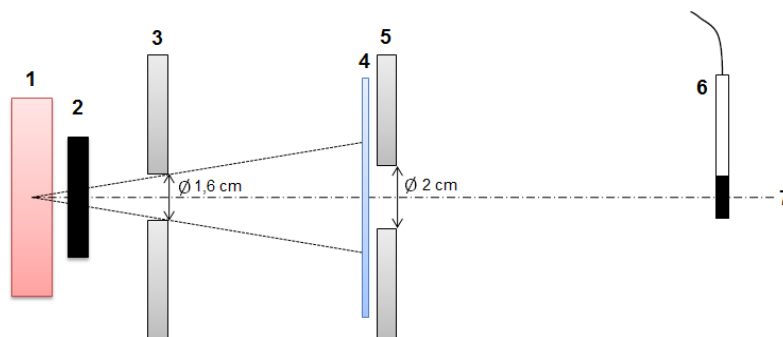


Figura VI.8 – Esquema da montagem experimental utilizada na determinação da filtração inerente da ampola, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 1,6 cm; 4) Placas atenuadoras de alumínio; 5) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 2 cm; 6) Câmara de Ionização; 7) Eixo do feixe de radiação.

Utilizando as diversas placas atenuadoras de alumínio, foi possível obter uma curva da atenuação dos raios X, em função da espessura das placas atenuadoras de alumínio, indicada na figura VI.9. Cada valor representado no gráfico foi obtido a partir de uma série de 5

medições para uma mesma espessura de alumínio, corrigido pelo factor de correcção de pressão e temperatura, C_{PT} , e normalizado ao valor máximo.

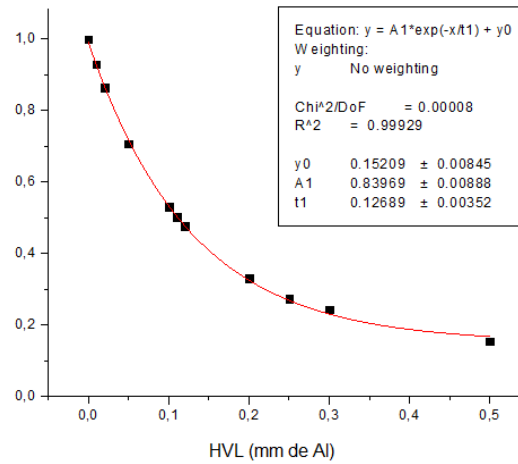


Figura VI.9 – Curva de Atenuação para a radiação a 60 kV, sem filtração adicional.

A partir da curva de atenuação foi calculado o valor do HVL, em mm de alumínio:

$$y = A_1 \times e^{(-x/t_1)} + y_0 \quad \Leftrightarrow \quad x = -t_1 \times \ln\left(\frac{y - y_0}{A_1}\right) = 0,1118 \text{ mm de Al}$$

Após calculado o HVL foi possível determinar a filtração inerente da ampola, recorrendo à tabela V.1, constante da norma ISO 4037-1. No entanto, uma vez que o valor do HVL obtido não consta no intervalo de valores fornecido pela norma, assumiu-se que a dependência da filtração inerente ao HVL não se altera e efectuou-se uma extrapolação de modo a calcular a filtração inerente. A figura VI.10 representa a tabela V.1 (secção V.1.3), com os valores da filtração inerente em função do primeiro HVL a 60 kV, e respectivo ajuste.

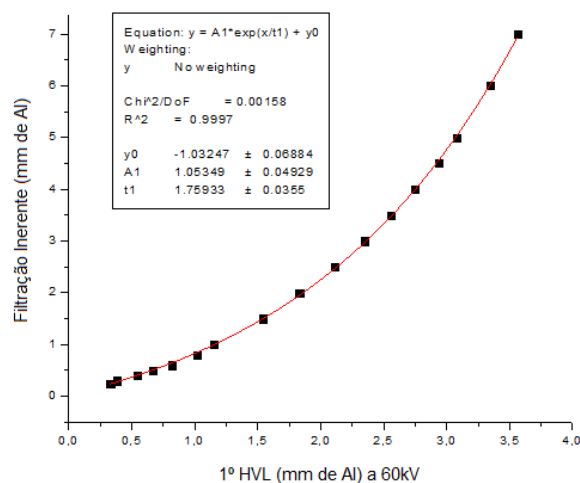


Figura VI.10 – Representação gráfica dos valores do 1º HVL e filtração inerente da ampola de raios X (da norma ISO 4037-1) indicados na tabela V.1.

Assim, a partir dos valores da função de ajuste e tendo em conta o HVL calculado, obteve-se uma filtração inerente de 0,09 mm de alumínio. Segundo a norma ISO 4037-1, uma ampola de raios X que tenha uma filtração inerente superior a 3,5 mm de alumínio não deve ser utilizada. Uma vez que o valor da filtração inerente obtido é muito inferior ao valor indicado pela norma, pode-se concluir que se obteve um bom resultado, o que significa que a ampola pode ser usada, pois não há grande contribuição dos seus componentes na atenuação do feixe de radiação.

VI.3 Cálculo dos HVL's para as Qualidades de Radiação

Após a caracterização do perfil do campo de radiação e determinação da filtração inerente da ampola de raios X, procedeu-se então à caracterização das qualidades de radiação RQR e RQA utilizadas em radiodiagnóstico convencional, e RQT, utilizada em TC. A caracterização destas qualidades de radiação segue os procedimentos estabelecidos pela norma IEC 61267, e baseia-se na determinação da filtração adicional necessária que satisfaça os requisitos estabelecidos pela mesma norma. A ampola de raios X e a câmara de ionização utilizadas foram as mesmas que para a caracterização do perfil do campo de radiação e determinação da filtração inerente da ampola.

VI.3.1 RQR

VI.3.1.1 Procedimento Experimental

As primeiras qualidades de radiação a serem caracterizadas foram as RQR. A câmara de ionização foi colocada a 1 metro do foco da ampola e foram novamente utilizados dois colimadores de diâmetros diferentes, estando o segundo colimador colocado a 50cm do foco da ampola. Antes do primeiro colimador foi colocada uma filtração adicional de espessura fixa de alumínio, para cada qualidade de radiação, e entre os dois colimadores foram colocadas placas atenuadoras de alumínio de diferentes espessuras. O alumínio tinha uma pureza de 99,9%. Na figura VI.11 está representada um esquema da montagem experimental, e na figura VI.12 uma fotografia do arranjo experimental utilizado no LMRI.

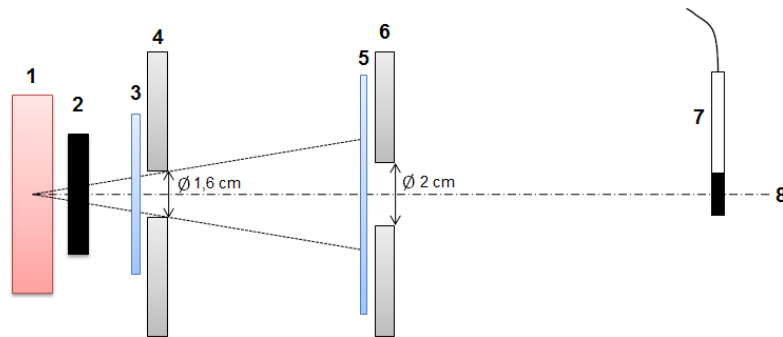


Figura VI.11 – Esquema da montagem experimental utilizada para a caracterização das qualidades de radiação RQR, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Filtração adicional de alumínio; 4) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 1,6 cm; 5) Placas atenuadoras de alumínio; 6) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 2 cm; 7) Câmara de Ionização; 8) Eixo do feixe de radiação.

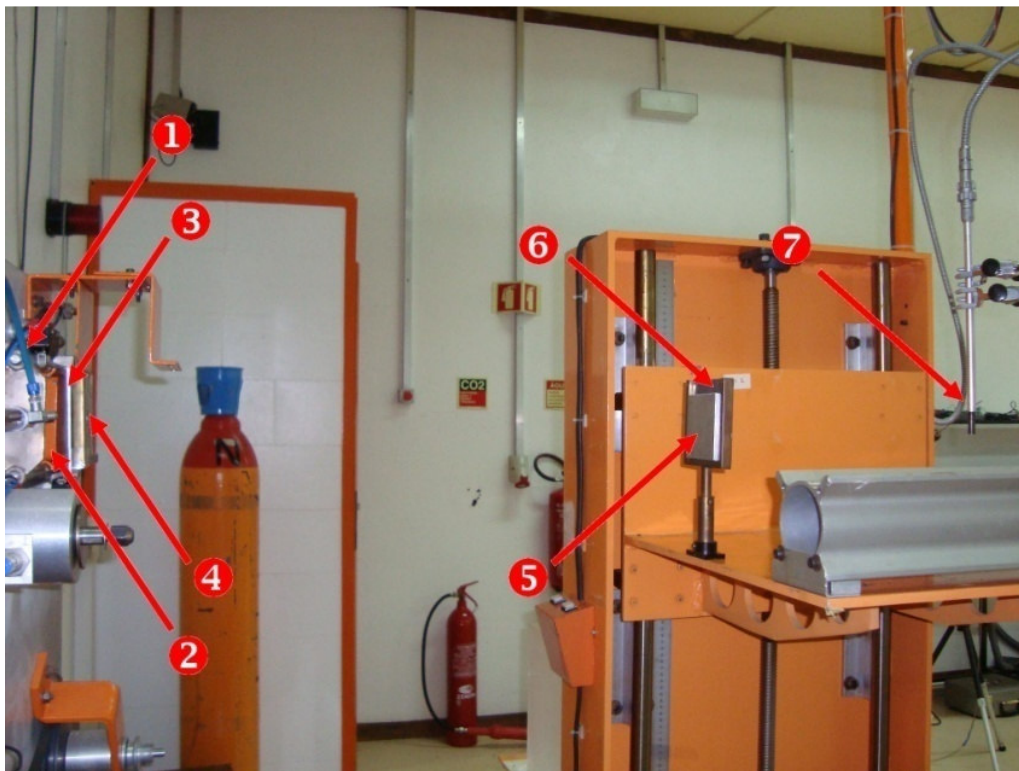


Figura VI.12 – Montagem experimental utilizada na determinação dos HVL's para caracterizar as qualidades de radiação RQR, do LMRI, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Filtração adicional de alumínio; 4) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 1,6 cm; 5) Placas atenuadoras de alumínio; 6) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 2 cm; 7) Câmara de Ionização.

Utilizando as placas atenuadoras de alumínio, foi possível obter uma curva de atenuação para cada qualidade de radiação, sendo inicialmente definido um valor fixo para a filtração adicional. Para cada espessura de alumínio foi realizada uma série de 5 medições de carga q

(em coulomb), sendo a estas aplicado o factor de correcção de pressão e temperatura C_{PT} . Para cada série foi calculada a média das 5 medições, respectivo desvio padrão $\sigma(Q)$ e incerteza relativa (em %). O valor resultante de cada série de medidas foi normalizado ao valor máximo, que corresponde ao valor obtido para uma espessura de alumínio nula. Na tabela VI.1 estão representados os resultados obtidos para a qualidade de radiação RQR2.

<i>Espessura (mm de Al)</i>	<i>Carga, q (C)</i>	<i>Desvio Padrão (C)</i>	<i>Incerteza Relativa (%)</i>	<i>Carga Normalizada (%)</i>
0,00	1,28E-10	7,09E-13	0,55	100,00
0,25	1,12E-10	4,70E-13	0,42	87,36
0,50	9,79E-11	5,52E-13	0,56	76,46
1,02	7,69E-11	4,52E-13	0,59	60,10
1,27	6,83E-11	8,45E-13	1,24	53,35
1,37	6,53E-11	4,46E-13	0,68	51,01
1,40	6,45E-11	5,49E-13	0,85	50,39
1,42	6,39E-11	4,43E-13	0,69	49,93
1,96	5,09E-11	7,13E-13	1,40	39,80
3,92	2,40E-11	7,15E-13	2,98	18,73
5,46	1,40E-11	5,42E-15	0,04	10,92

Tabela VI.1 – Resultados das medições experimentais para a qualidade de radiação RQR2 (40 kV) com uma filtração adicional fixa de 2,50 mm de alumínio.

A incerteza das medições é do tipo A (*Anexo C*), pois é calculada com base na média de n medições da mesma grandeza.

VI.3.1.2 Função de Ajuste

Com os dados fornecidos pela tabela VI.1 obteve-se a curva de atenuação representada na figura VI.13, a partir da qual foi possível calcular os valores do primeiro e segundo HVL's, o coeficiente de homogeneidade e o valor do quociente $y(1^{\circ}\text{HVL}_{\text{IEC}})/y(0)$, que foram posteriormente comparados com os valores descritos na norma IEC 61267, indicados na tabela V.2 (secção V.2.3.1).

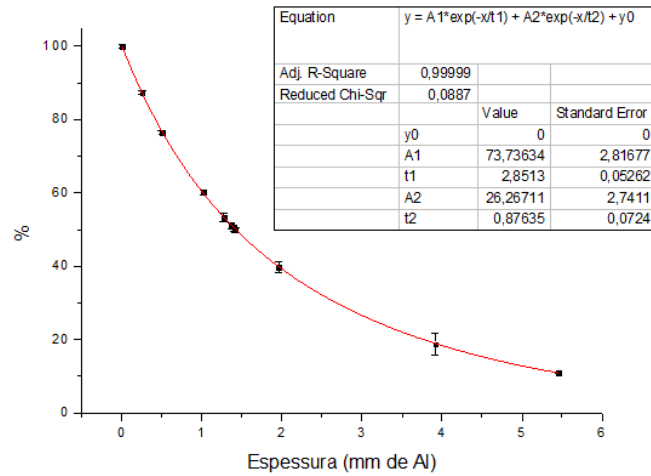


Figura VI.13 – Curva de Atenuação obtida para a qualidade de radiação RQR2 (40 kV), com uma filtração adicional de 2,50 mm de alumínio.

A qualidade de radiação RQR2 tem como energia máxima 40 keV, e corresponde à qualidade de radiação de menor energia. Nas figuras VI.14 e VI.15, estão também representadas as curvas de atenuação e respectivas funções de ajuste para as qualidades de radiação RQR6 e RQR10 com 80 keV e 150 keV de energia máxima, respectivamente, e cada uma delas com uma filtração adicional específica.

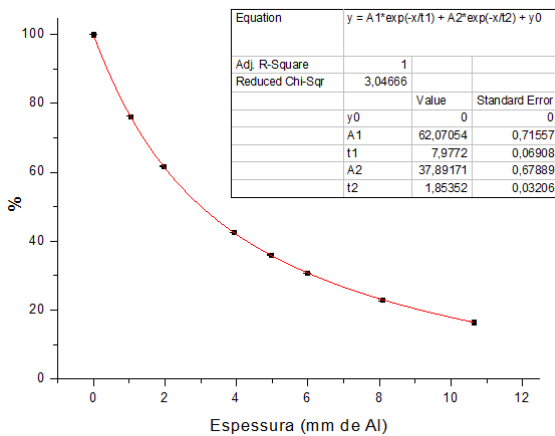


Figura VI.14 – Curva de Atenuação obtida para a qualidade de radiação RQR6 (80 kV), com uma filtração adicional de 3,10 mm de alumínio.

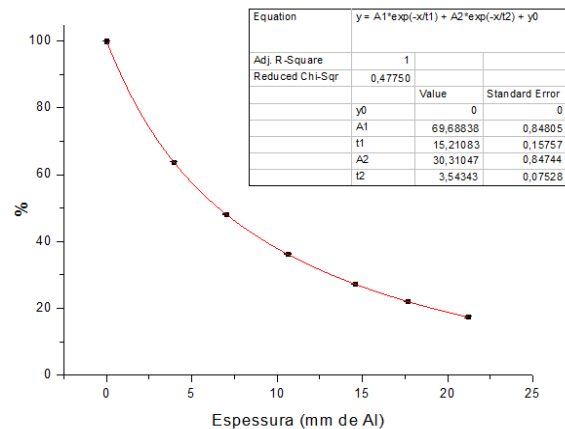


Figura VI.15 – Curva de Atenuação obtida para a qualidade de radiação RQR10 (150 kV), com uma filtração adicional de 4,65 mm de alumínio.

Na tabela VI.2 são indicados os valores dos parâmetros do ajuste utilizado, para as três qualidades de radiação aqui referidas. Para as restantes qualidades, estes parâmetros são indicados no Anexo A.

<i>Qualidade de Radiação</i>	R^2_{ajs}	χ^2_{red}	A_1	t_1	A_2	t_2
RQR2	0,99999	0,0887	73,73634	2,8513	26,26711	0,87635
RQR6	1	3,04666	62,07054	7,9772	37,89171	1,85352
RQR10	1	0,4775	69,68838	15,21083	30,31047	3,54343

Tabela VI.2 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as qualidades de radiação RQR2, RQR6 e RQR10.

Observando os três gráficos apresentados, é possível afirmar que a função de ajuste obtida revela um ótimo acordo com os valores experimentais. Este facto pode ser comprovado pela análise da tabela VI.2. Nesta tabela estão indicados dois parâmetros que fornecem informações sobre a qualidade da função de ajuste, são eles o Coeficiente de Correlação R^2 e o Coeficiente χ^2 .

O coeficiente de correlação R^2 é uma medida do grau de relação entre duas variáveis, X e Y . Este coeficiente varia entre os valores -1 e 1. Quanto mais próximo estiver de 1 ou -1, mais forte é a relação entre as duas variáveis, variando apenas o sentido da relação (positivo ou negativo, respectivamente). Se o coeficiente tomar o valor zero significa que as variáveis X e Y não têm nenhuma relação. No caso em estudo, devido ao reduzido número de amostras, recorre-se ao coeficiente de correlação ajustado, R^2_{ajs} , que respeita as mesmas regras aplicadas ao coeficiente R^2 .

O segundo coeficiente, provém do teste χ^2 , e permite-nos testar a validade do ajuste aplicado aos dados X e Y . Uma forma rápida de testar o ajuste é utilizar a variável χ^2 reduzida, χ^2_{red} , que se obtém dividindo χ^2 pelo número de graus de liberdade n . O número de graus de liberdade é dado pelo número de dados menos os m parâmetros da função ajustada aos pontos experimentais. Considera-se que quanto menor for este coeficiente, melhor é a qualidade do ajuste. [ABR94]

Observando os valores obtidos para estes dois parâmetros, para cada qualidade de radiação, apesar das diferenças verificadas nos valores de χ^2_{red} , podemos concluir que a função de ajuste utilizada apresenta uma boa concordância com os resultados experimentais.

Um aspecto importante a analisar é o facto da curva de atenuação utilizada para a determinação dos parâmetros referidos, não obedecer à lei de atenuação exponencial simples. No caso das qualidades de radiação RQR, as curvas de atenuação obtidas apresentam uma

equação de ajuste com duas componentes, como se pode verificar nas figuras VI.12, VI.13 e VI.14. Este facto deve-se à contabilização da radiação dispersa nas medições efectuadas pela câmara de ionização, o que se designa por efeito *Build Up*.

A curva de atenuação exponencial obtida é representada pela seguinte equação:

$$y(x) = A_1 e^{-x/t_1} + A_2 e^{-x/t_2} \quad (\text{VI.2})$$

onde a primeira parcela é referente aos fotões que não sofrem qualquer interacção com o material atenuador, ou seja, trata-se do feixe de radiação primária, e a segunda parcela diz respeito a fotões dispersos no material atenuador e muito provavelmente no próprio colimador (fotões secundários) que alcançam o detector, correspondendo ao feixe de radiação secundária.

Na figura VI.16 encontra-se representada a função de ajuste para a qualidade de radiação RQR2, juntamente com as curvas correspondentes a cada componente, primária e secundária.

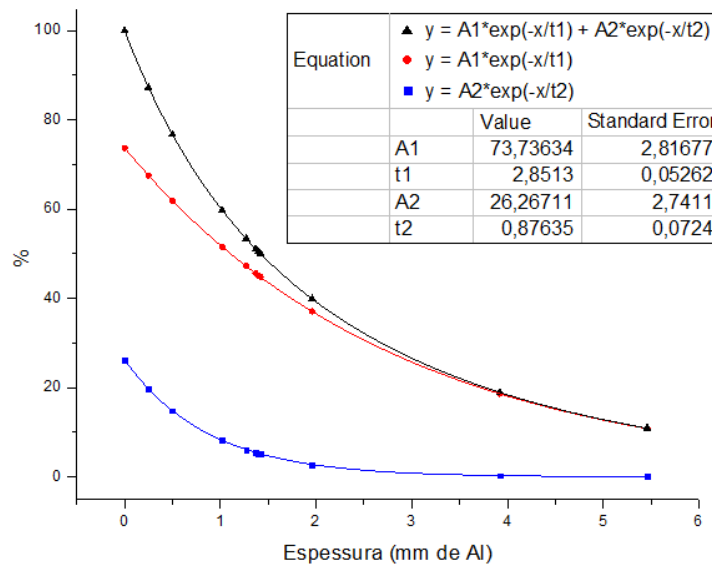


Figura VI.16 – Decomposição da função de ajuste obtida para a qualidade de radiação RQR2, nas suas componentes primária (curva vermelha), secundária (curva azul) e total (curva preta).

Observando o gráfico, é fácil reconhecer qual curva correspondente a cada componente do feixe de radiação. A curva traçada a vermelho indica a componente primária, pois é a que mais contribui para o feixe de radiação total detectado, e a componente secundária é a curva traçada a azul. A soma das duas componentes resulta na função de ajuste traçada a preto. Verifica-se que para espessuras até cerca de 2 mm de alumínio, a componente secundária tem uma influência considerável na função de ajuste. No entanto, para espessuras superiores, é a componente primária que determina o comportamento da função de ajuste, pois a componente

secundária apresenta um valor muito pequeno, e aproxima-se de zero, o que significa que a carga detectada devido a radiação dispersa é praticamente nula.

Sabendo que a componente primária é a que apresenta uma maior importância na função de ajuste, podemos estimar o valor do coeficiente linear de atenuação μ , com base nesta componente, da seguinte forma:

$$y = A_1 e^{-x/t_1} \Rightarrow \mu_p = \frac{1}{t_1} = \frac{1}{2,8513} = 0,3507 \text{ mm}^{-1}$$

O resultado obtido é comparado com o valor tabelado do coeficiente linear de atenuação no alumínio para a energia de 40keV, indicado na tabela VI.3. Analisando estes valores verifica-se uma diferença entre os mesmos, que se justifica pelo facto de o valor tabelado ser referente a um feixe monoenergético, enquanto o valor calculado é referente à energia média do espectro, que é inferior a 40keV. Assim, e pela observação da tabela VI.3, é de esperar que o coeficiente linear de atenuação calculado seja superior ao tabelado, como de facto se verifica.

Energia (keV)	Coef. Linear de Atenuação, μ (mm^{-1})
15	2,1471
20	0,9287
30	0,3044
40	0,1534
50	0,0994

Tabela VI.3 – Valores do coeficiente linear de atenuação no alumínio (NIST) para as energias de 15 a 50keV.

De modo a contabilizar a contribuição da radiação dispersa nas medições finais, é definido (secção II.2.3) um factor de *build up* B_f (ou factor de aumento) como a razão entre a radiação total e a radiação primária:

$$B_f = \frac{f(N)}{f(N_p)} \Rightarrow B_f = \frac{f(N_p) + f(N_s)}{f(N_p)} \quad (\text{VI.3})$$

Como indicado na figura VI.17, é de esperar que o factor de *build up* B_f aumente com μx .

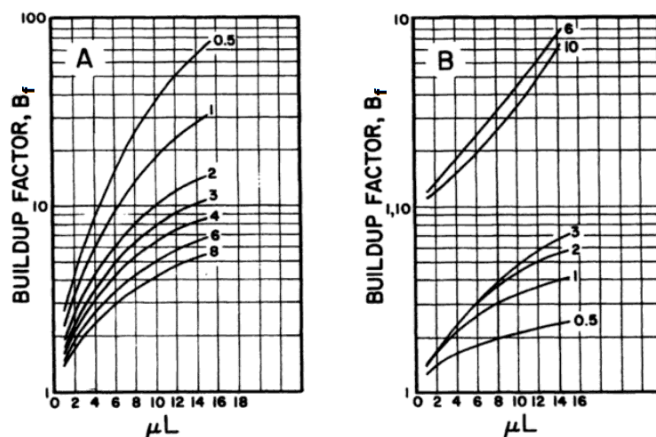


Figura VI.17 – Factores de *Build Up* B_f para um feixe de fótons incidente perpendicularmente numa superfície de (A) água e (B) chumbo. Cada curva é identificada pela energia dos fótons em MeV. No eixo das abcissas é indicada a profundidade L em unidades de livre percurso médio $1/\mu$. [ATT86]

De modo a distinguir o factor de *build up* B_f esperado, do calculado, chamaremos a este último factor de *build up* B_f' . Este foi calculado através da expressão:

$$B_f' = \frac{f(N)}{f(N_p)} = \frac{A_1 e^{-x/t_1} + A_2 e^{-x/t_2}}{A_1 e^{-x/t_1}} = 1 + \frac{A_2 e^{-x/t_2}}{A_1 e^{-x/t_1}} \quad (\text{VI.4})$$

Na figura VI.18 é apresentado um gráfico do factor de *build up* B_f' em função de μx , onde μ é o coeficiente linear de atenuação do alumínio, para uma energia máxima de 40keV. [WWW03]

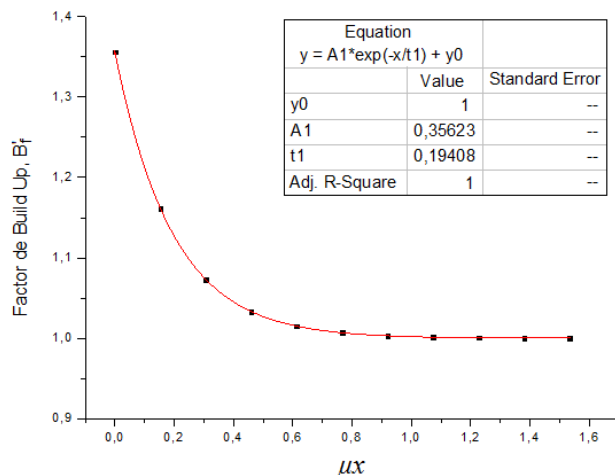


Figura VI.18 – Variação de B_f' com μx , para a qualidade de radiação RQR2.

É possível observar no gráfico anterior que o factor de *build up* B_f' decresce com o aumento de espessura x , resultado que não está de acordo com o esperado.

No caso ideal, em que não existe dispersão de fótons, quando a espessura do material atenuador é nula ($x=0$), o factor de *build up* B_{f0}' será igual à unidade, uma vez que a radiação total detectada corresponde à radiação primária (os fótons não sofrem nenhuma interacção):

$$B_{f0}' = \frac{\text{radiação total}}{\text{radiação primária}} = 1 \quad (\text{VI.4})$$

No entanto, quando ocorre dispersão, a câmara de ionização vai detectar um maior número de fótons, sendo o valor da radiação total maior que a radiação primária, pelo que o factor de build up será $B_{f0}' > 1$. Para $x=0$, a relação matemática determina $B_{f0}'=1,35623$, no entanto, este resultado fisicamente não tem significado, uma vez que os factores de build up B_f' são obtidos com base no coeficiente linear de atenuação do alumínio. [ATT86]

Uma possível explicação para o resultado obtido é o facto da espessura de alumínio, onde ocorrem as dispersões dos fótons, estar colocada antes do segundo colimador, que define a dimensão do campo de radiação à qual o detector é exposto. De modo a tentar simplificar a justificação, vamos ignorar inicialmente a atenuação dos fótons por parte da espessura de alumínio, e considerar apenas a dispersão dos fótons.

Considerando uma determinada espessura de um material atenuador, os fótons dispersos produzidos num qualquer ponto desse material, podem seguir diversas direcções, sendo muitos deles detectados por um detector, que se encontra a uma distância fixa. No entanto, quando um colimador de chumbo é colocado entre o material atenuador e o detector, o colimador vai limitar o número de fótons dispersos detectados.

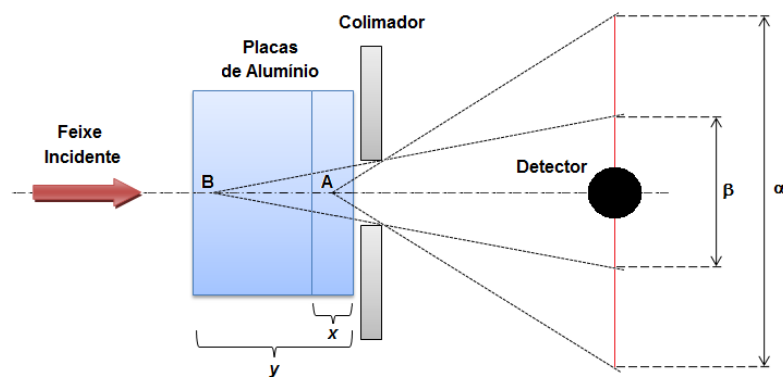


Figura VI.19 – Representação esquemática da contribuição do colimador na detecção da radiação dispersa.

Observando a figura VI.19, para uma espessura x de alumínio, dos fótons dispersos que têm origem no ponto “A”, apenas aqueles que seguem trajetórias que se encontrem dentro do campo de diâmetro α , definido pelo colimador, poderão ser detectados. Como a dimensão do

feixe de radiação é muito superior ao tamanho do detector, este último contabiliza uma grande quantidade de radiação dispersa. Para uma espessura y , ou seja, com o aumento de espessura de alumínio, quanto mais afastado do colimador for o local de produção de radiação dispersa (ponto “B”), menor será o feixe de radiação ao nível do detector (campo de diâmetro β). Desta forma, apenas um fóton disperso que siga uma trajectória num ângulo muito próximo ao do feixe incidente será detectado. [JAY04]

Pode-se então concluir que o colimador de chumbo é o principal responsável pela diminuição da componente secundária na função de ajuste, tendo como consequência uma diminuição do factor *build up* B_f' .

Tendo agora em conta a atenuação, à medida que a espessura de alumínio aumenta, a radiação total detectada diminui, devido à maior absorção dos fótons por parte do material atenuador, sejam estes fótons do feixe incidente ou fótons resultantes de interacções no material, dispersos ou secundários. Como resultado, verifica-se uma diminuição em ambas as componentes, primária e secundária, na função exponencial de ajuste.

VI.3.1.3 Cálculo do HVL e sua Incerteza

Os resultados finais obtidos para as qualidades de radiação RQR do LMRI estão indicados na tabela VI.4. Para obter as qualidades RQR correctas, é necessário que estas satisfaçam os parâmetros estabelecidos pela norma, dentro da margem de incerteza definida para cada parâmetro.

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Potencial do tubo (kV)</i>	<i>Filtração Adicional (mm de Al)</i>	<i>1º HVL (mm de Al)</i>	<i>Coefficiente de Homogeneidade</i>	$\frac{y(1^\circ HVL_{IEC})}{y(0)}$
RQR2	40	2,50	1,42	0,81	0,500
RQR3	50	2,50	1,77	0,76	0,499
RQR4	60	2,75	2,19	0,73	0,500
RQR5	70	2,91	2,58	0,70	0,500
RQR6	80	3,10	3,01	0,68	0,500
RQR7	90	3,28	3,47	0,67	0,500
RQR8	100	3,47	3,97	0,66	0,500
RQR9	120	3,90	5,00	0,68	0,501
RQR10	150	4,65	6,57	0,71	0,500

Tabela VI.4 – Valores do 1º HVL, coeficiente de homogeneidade e quociente $y(1^\circ HVL_{IEC})/y(0)$ obtidos para as qualidades de radiação RQR do LMRI.

Após a determinação da filtração adicional de alumínio necessária para obter os valores do primeiro HVL definidos na norma, procedeu-se ao estudo e cálculo da sua incerteza. Contudo, como a função de ajuste para as qualidades de radiação RQR é a soma de duas exponenciais, dependentes de diferentes parâmetros, não é possível calcular directamente a incerteza do HVL. Sabe-se no entanto, que a equação,

$$A_1 e^{-\frac{x}{t_1}} + A_2 e^{-\frac{x}{t_2}} - y(x) = 0 \quad (\text{VI.5})$$

com A_1 , A_2 , t_1 e t_2 , parâmetros positivos, define implicitamente a função positiva $x = x^*(A_1, A_2, t_1, t_2)$. Pelo Teorema da Função Implícita sabe-se que a função admite derivadas parciais de qualquer ordem. Considerando a qualidade de radiação RQR2, interessa descobrir os intervalos de variação desta função no ponto,

$$P^* := (A_1^*, A_2^*, t_1^*, t_2^*) = (73.73, 26.26, 2.85, 0.87)$$

que são dados pelas derivadas parciais de 1ª ordem. De modo a determinar estes intervalos resolve-se a equação VI.5 para $y(x) = 50$, e com os valores dos parâmetros indicados, obtém-se $x^* := x(P^*) = 1.42$, que corresponde ao valor do HVL já referido na tabela VI.4.

De seguida, determinam-se as derivadas parciais de x em P^* , por diferenciação implícita da equação VI.5. Ao diferenciar x em ordem a A_1 , obtém-se:

$$\frac{\partial x}{\partial A_1}(P^*) = \frac{e^{-x^*/t_1}}{\frac{A_1}{t_1} e^{-x^*/t_1} + \frac{A_2}{t_2} e^{-x^*/t_2}} \quad (\text{VI.6})$$

A derivada parcial de x em ordem a A_2 é obtida trocando simplesmente os índices (1) e (2) da equação VI.6. Assim:

$$\frac{\partial x}{\partial A_2}(P^*) = \frac{e^{-x^*/t_2}}{\frac{A_2}{t_2} e^{-x^*/t_2} + \frac{A_1}{t_1} e^{-x^*/t_1}} \quad (\text{VI.7})$$

A derivada parcial de x em ordem a t_1 , é dada por:

$$\frac{\partial x}{\partial t_1}(P^*) = \frac{A_1 x^*}{t_1^2} \frac{e^{-x^*/t_1}}{\frac{A_1}{t_1} e^{-x^*/t_1} + \frac{A_2}{t_2} e^{-x^*/t_2}} = \frac{A_1 x^*}{t_1^2} \frac{\partial x}{\partial A_1}(P^*) \quad (\text{VI.8})$$

Do mesmo modo, a derivada parcial de x em ordem a t_2 , é dada por:

$$\frac{\partial x}{\partial t_2}(P^*) = \frac{A_2 x^*}{t_2^2} \frac{e^{-x^*/t_2}}{\frac{A_2}{t_2} e^{-x^*/t_2} + \frac{A_1}{t_1} e^{-x^*/t_1}} = \frac{A_2 x^*}{t_2^2} \frac{\partial x}{\partial A_2}(P^*) \quad (\text{VI.9})$$

Conclui-se assim que

$$\begin{aligned}
 & x(A_1^* + \varepsilon_1, A_2^* + \varepsilon_2, t_1^* + \eta_1, t_2^* + \eta_2) = \\
 & = x(P^*) + \frac{\partial x}{\partial A_1}(P^*)\varepsilon_1 + \frac{\partial x}{\partial A_2}(P^*)\varepsilon_2 + \frac{\partial x}{\partial t_1}(P^*)\eta_1 + \frac{\partial x}{\partial t_2}(P^*)\eta_2 \quad (\text{VI.10}) \\
 & + \text{termos de ordem superior em } \varepsilon_1, \varepsilon_2, \eta_1, \eta_2
 \end{aligned}$$

onde ε_1 , ε_2 , η_1 e η_2 correspondem às incertezas dos parâmetros A_1 , A_2 , t_1 e t_2 , respectivamente. Uma vez que os diferentes parâmetros são independentes entre si, os termos de ordem superior em ε_1 , ε_2 , η_1 e η_2 podem ser desprezados. A soma das derivadas parciais no ponto P^* multiplicadas pelas incertezas dos respectivos coeficientes, corresponde à incerteza (valor majorante) de $x(P^*)$. [MAR10]

$$\text{inc}(x) = \frac{\partial x}{\partial A_1}(P^*)\varepsilon_1 + \frac{\partial x}{\partial A_2}(P^*)\varepsilon_2 + \frac{\partial x}{\partial t_1}(P^*)\eta_1 + \frac{\partial x}{\partial t_2}(P^*)\eta_2 \quad (\text{VI.11})$$

Substituindo na equação VI.11 os valores de todos os parâmetros, obtém-se para a qualidade de radiação RQR2, $\text{inc}(x) = 0.16$.

Aplicando este método para o cálculo da incerteza do HVL, procedeu-se ao seu cálculo para as restantes qualidades de radiação, estando representados na tabela VI.5 os vários valores de $\text{inc}(x)$ obtidos.

Qualidade de Radiação	1º HVL (mm de Al)	inc(x) (mm de Al)	Incerteza Relativa (%)
RQR2	1,42	0,16	11,27
RQR3	1,77	0,14	7,91
RQR4	2,19	0,07	3,20
RQR5	2,58	0,13	5,04
RQR6	3,01	0,10	3,32
RQR7	3,47	0,12	3,46
RQR8	3,97	0,33	8,31
RQR9	5,00	0,45	9,00
RQR10	6,57	0,25	3,81

Tabela VI.5 – Valores do 1º HVL e respectiva incerteza, obtidos para as qualidades de radiação RQR do LMRI.

Na tabela VI.6 encontra-se o resumo dos resultados obtidos no laboratório, bem como os valores estabelecidos na norma IEC 61267.

Qualidade de Radiação	Potencial no tubo (kV)	1° HVL (mm de Al)		Coeficiente de Homogeneidade, $h \pm 0,03$		Filtração Adicional (mm de Al)	$\frac{y(1^\circ \text{HVL}_{IEC})}{y(0)}$ [0.485 ; 0.515]
		IEC 61267	LMRI	IEC 61267	LMRI		
RQR2	40	1,42	1,42 ± 0,16	0,81	0,81	2,50	0,500
RQR3	50	1,78	1,77 ± 0,14	0,76	0,76	2,50	0,499
RQR4	60	2,19	2,19 ± 0,07	0,74	0,73	2,75	0,500
RQR5	70	2,58	2,58 ± 0,13	0,71	0,70	2,91	0,500
RQR6	80	3,01	3,01 ± 0,10	0,69	0,68	3,10	0,500
RQR7	90	3,48	3,47 ± 0,12	0,68	0,67	3,28	0,500
RQR8	100	3,97	3,97 ± 0,33	0,68	0,66	3,47	0,500
RQR9	120	5,00	5,00 ± 0,45	0,68	0,68	3,90	0,501
RQR10	150	6,57	6,57 ± 0,25	0,72	0,71	4,65	0,500

Tabela VI.6 – Valores estabelecidos pela norma internacional IEC 61267 e valores obtidos para as Qualidades de Radiação RQR no LMRI.

Comparando os resultados da tabela VI.6, podemos observar que apenas para as qualidades RQR3 e RQR7 os valores de HVL obtidos não coincidem com os valores estabelecidos na norma. Contudo, todos os valores do coeficiente de homogeneidade se encontram dentro do intervalo de incerteza estipulado, $h \pm 0,03$, assim como o resultado do quociente $y(1^\circ \text{HVL}_{IEC})/y(0)$. Tendo ainda em conta que as funções de ajuste obtidas apresentam uma boa concordância com os resultados experimentais, e que as incertezas do HVL calculadas abrangem os valores de HVL estipulados na norma, pode-se concluir que se obtiveram bons resultados na caracterização das qualidades de radiação RQR do LMRI.

VI.3.2 RQA

VI.3.2.1 Procedimento Experimental

A caracterização das qualidades de radiação RQA tem por base as qualidades de radiação RQR, anteriormente caracterizadas. Uma vez determinada a filtração adicional para cada RQR, de modo a satisfazer as condições impostas pela norma IEC 61267, para caracterizar as qualidades de radiação RQA basta colocar depois do primeiro colimador uma filtração de alumínio de espessura fixa, fantoma, para cada qualidade de radiação. Este método permite obter facilmente as qualidades de radiação RQA correctas, ou seja, que obedeçam aos parâmetros da norma. Assim, recorreu-se à montagem experimental utilizada para a caracterização das qualidades RQR (descrita na secção VI.3.1), à qual apenas se adicionou a filtração de alumínio, também de pureza 99,9%. Está representada na figura VI.20 o esquema da montagem experimental para a caracterização das qualidades de radiação RQA.

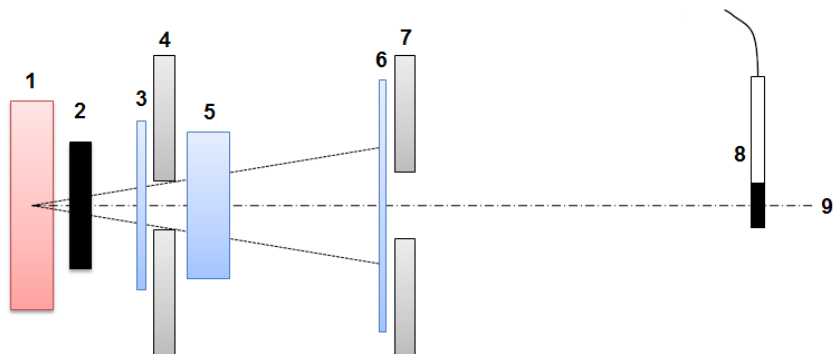


Figura VI.20 – Esquema da montagem experimental utilizada para a caracterização das qualidades de radiação RQA, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Filtração adicional de alumínio; 4) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 1,6 cm; 5) Fantoma de alumínio de espessura fixa; 6) Placas atenuadoras de alumínio; 7) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 2 cm; 8) Câmara de Ionização; 9) Eixo do feixe de radiação.

VI.3.2.2 Função de Ajuste

Utilizando o mesmo método que para as qualidades de radiação RQR, obteve-se a curva de atenuação para cada qualidade de radiação RQA, da qual se determinou os valores do primeiro HVL. As figuras VI.21, VI.22 e VI.23 apresentam as curvas de atenuação para as qualidades de radiação RQA2, RQA6 e RQA10, respectivamente, e a tabela VI.7 indica os valores dos parâmetros do ajuste utilizado, para as três qualidades de radiação. Estes parâmetros são indicados no *Anexo A* para as restantes qualidades de radiação caracterizadas.

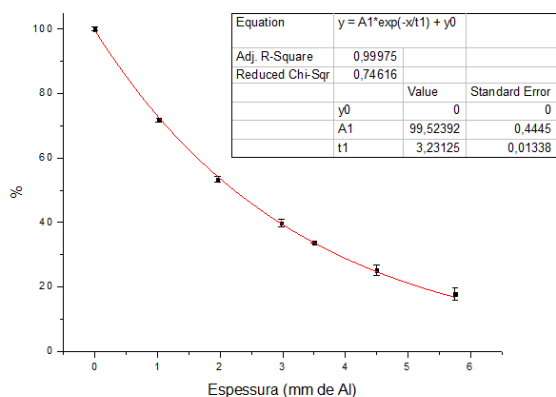


Figura VI.21 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQA2 (40 kV), com 2,50 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 4 mm de alumínio.

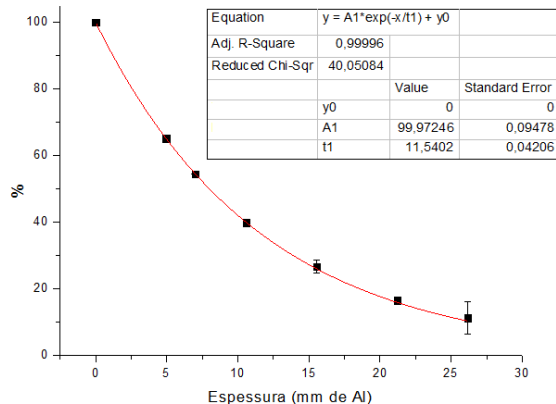


Figura VI.22 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQA6 (80 kV), com 3,10 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 26 mm de alumínio.

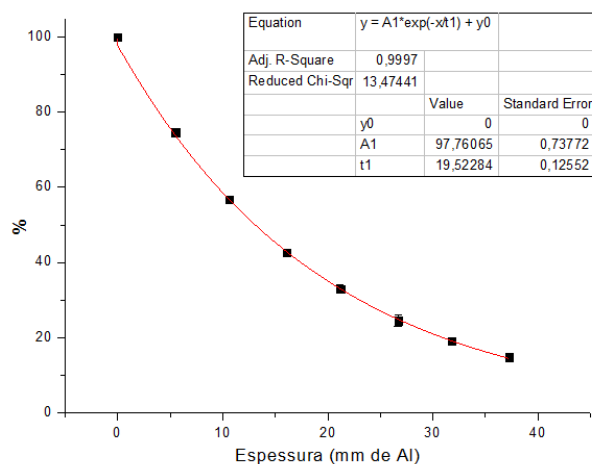


Figura VI.23 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQA10 (150 kV), com 4,65 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 45 mm de alumínio.

<i>Qualidade de Radiação</i>	R^2_{ajs}	χ^2_{red}	A_1	t_1
RQA2	0,99975	0,74616	99,52392	3,23125
RQA6	0,99996	40,05084	99,97246	11,5402
RQA10	0,99970	13,47441	97,76065	19,52284

Tabela VI.7 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as qualidades de radiação RQA2, RQA6 e RQA10.

Observando a tabela VI.7 verifica-se que os valores obtidos para o R^2_{ajs} são muito próximos da unidade, pelo que são um indicador de um bom ajuste. No entanto, quando se analisa os valores de χ^2_{red} , verificam-se grandes discrepâncias entre eles, observando-se tanto valores pequenos como valores muito elevados, pelo que por este parâmetro o ajuste utilizado não seria o mais adequado. Contudo, de entre os ajustes do tipo exponencial analisados, era aquele cujos parâmetros apresentavam menores incertezas e melhor coeficiente R^2_{ajs} , além de apresentar uma boa concordância com os resultados experimentais, pelo que foi o ajuste seleccionado para estas qualidades de radiação.

Assim, no caso das qualidades de radiação RQA, a curva de atenuação exponencial obtida, que se pode observar nas figuras VI.21, VI.22 e VI.23, é representada pela equação:

$$y(x) = A_1 e^{-x/t_1} \quad (\text{VI.12})$$

Neste caso a lei da atenuação simples é verificada, uma vez que a função de ajuste não apresenta uma componente secundária, o que significa que a radiação total detectada pela

câmara de ionização não contabiliza os fótons dispersos. Novamente, foi considerada desprezável a radiação de fundo y_0 .

Todas as partículas apresentam uma característica denominada de livre percurso médio (*mean free path*), que é definida como a distância média que uma partícula de determinada energia atravessa num material atenuador sem sofrer qualquer interacção, e pode ser determinada pela equação:

$$l.p.m = \frac{1}{\mu} \text{ (mm)} \quad (\text{VI.13})$$

onde μ é o coeficiente linear de atenuação (em mm^{-1}), específico para cada material e energia. A tabela VI.8 indica o coeficiente linear de atenuação e o livre percurso médio dos fótons com energias máximas entre 40keV e 150keV para o alumínio, juntamente com a espessura do fantoma utilizada em cada qualidade de radiação RQA.

Energia Máxima (keV)	Coef. Linear de Atenuação, μ (mm^{-1})	Livre Percurso Médio (mm)	Fantoma (mm de Al)
40	1,53E-01	6,52	4
50	9,94E-02	10,07	10
60	7,50E-02	13,34	16
70	6,22E-02	16,09	21
80	5,45E-02	18,36	26
90	4,95E-02	20,18	30
100	4,60E-02	21,74	34
120	4,11E-02	24,34	40
150	3,72E-02	26,89	45

Tabela VI.8 – Valores do coeficiente linear de atenuação (NIST), livre percurso médio dos fótons no alumínio e espessura do fantoma utilizado (IEC 61267), para diferentes energias.

Observando a tabela VI.8, podemos verificar que o livre percurso médio dos fótons com energias entre 60keV e 150keV é inferior à espessura do fantoma adicionado, pelo que para estas qualidades de radiação todos os fótons do feixe incidente vão interagir, pelo menos, uma vez no fantoma de alumínio. Para as duas primeiras qualidades de radiação, apesar do livre percurso médio ser superior à espessura do fantoma, é necessário ter em conta que este valor diz respeito aos fótons de energia máxima, e o espectro emitido pela ampola de raios X engloba fótons com energias entre 0 até à energia máxima. Assim, para as qualidades RQA2 e RQA3 é também de esperar que grande parte dos fótons sofra, pelo menos uma interacção no alumínio. Consoante o tipo de interacção, por efeito fotoeléctrico ou Compton, haverá

produção de fótons secundários ou dispersos, que dependendo da sua energia poderão sofrer mais interacções. Como resultado, há uma redução significativa no feixe primário e um aumento da radiação dispersa.

Contudo, como o fantoma de espessura fixa de alumínio, é colocado numa posição muito afastada da câmara de ionização, qualquer fóton disperso no fantoma terá de seguir uma trajectória segundo um ângulo muito próximo ao do feixe incidente para ser detectado, devido novamente, à existência do segundo colimador entre as placas atenuadoras de alumínio e o detector.

Pode-se então concluir que, devido à posição do fantoma na montagem, toda a radiação detectada pela câmara de ionização diz respeito apenas aos fótons que seguem trajectórias com ângulos muito próximos de 0°, mesmo que estes sejam fótons dispersos, não havendo portanto diferenciação entre feixe primário e secundário.

VI.3.2.3 Cálculo do HVL e sua Incerteza

Os resultados obtidos do HVL para todas as qualidades de radiação RQA, são apresentados na tabela VI.9.

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Potencial do tubo (kV)</i>	<i>Filtração Adicional (mm de Al)</i>	<i>Fantoma (mm de Al)</i>	<i>1º HVL (mm de Al)</i>
RQA2	40	2,50	4	2,2
RQA3	50	2,50	10	3,8
RQA4	60	2,75	16	5,5
RQA5	70	2,91	21	6,7
RQA6	80	3,10	26	8,0
RQA7	90	3,28	30	9,1
RQA8	100	3,47	34	10,0
RQA9	120	3,90	40	11,4
RQA10	150	4,65	45	13,1

Tabela VI.9 – Valores do 1º HVL obtidos para as qualidades de radiação RQA do LMRI.

Uma vez caracterizadas as qualidades de radiação RQA, procedeu-se ao cálculo da incerteza padrão combinada do HVL obtido. Como neste caso, a função de ajuste é composta por apenas uma exponencial, é possível isolar a variável x directamente da função inicial, como se indica a seguir:

$$y = A_1 e^{-x/t_1} \Leftrightarrow x = -t_1 \times \ln\left(\frac{y}{A_1}\right) \quad (\text{VI.14})$$

Aplicando a *Lei de Propagação de Incertezas*, obtém-se:

$$\begin{aligned} (u_c(x))^2 &= \left(\frac{\partial x}{\partial y}\right)^2 (u_c(y))^2 + \left(\frac{\partial x}{\partial A_1}\right)^2 (u_c(A_1))^2 + \left(\frac{\partial x}{\partial t_1}\right)^2 (u_c(t_1))^2 \\ (u_c(x))^2 &= \left(\frac{t_1}{A_1}\right)^2 (u_c(A_1))^2 + \ln\left(\frac{y}{A_1}\right)^2 (u_c(t_1))^2 \end{aligned} \quad (\text{VI.15})$$

A incerteza $u_c(y)$ toma o valor nulo. Os resultados obtidos da incerteza padrão combinada de x , são apresentados na tabela VI.10 para cada qualidade de radiação RQA.

Qualidade de Radiação	1º HVL (mm de Al)	$u_c(x)$ (mm de Al)	Incerteza Relativa (%)
RQA2	2,2	0,02	0,91
RQA3	3,8	0,03	0,79
RQA4	5,5	0,20	3,64
RQA5	6,7	0,07	1,04
RQA6	8,0	0,03	0,38
RQA7	9,1	0,20	2,20
RQA8	10,0	0,34	3,40
RQA9	11,4	0,03	0,26
RQA10	13,1	0,17	1,30

Tabela VI.10 – Valores do 1º HVL e respectiva incerteza, obtidos para as qualidades de radiação RQA do LMRI.

Os resultados obtidos para o 1º HVL foram comparados com os valores estabelecidos pela norma IEC 61267, descritos na tabela V.3 (secção V.2.3.2), e estão resumidos na tabela VI.11.

Qualidade de Radiação	Potencial no tubo (kV)	Fantoma (mm de Al)	1º HVL (mm de Al)		Filtração Adicional (mm de Al)
			IEC 61267	LMRI	
RQA2	40	4	2,2	2,2 ± 0,02	2,50
RQA3	50	10	3,8	3,8 ± 0,03	2,50
RQA4	60	16	5,4	5,5 ± 0,20	2,75
RQA5	70	21	6,8	6,7 ± 0,07	2,91
RQA6	80	26	8,2	8,0 ± 0,03	3,10
RQA7	90	30	9,2	9,1 ± 0,20	3,28
RQA8	100	24	10,1	10,0 ± 0,34	3,47
RQA9	120	40	11,6	11,4 ± 0,03	3,90
RQA10	150	45	13,3	13,1 ± 0,17	4,65

Tabela VI.11 – Valores estabelecidos pela norma internacional IEC 61267 e valores obtidos para as Qualidades de Radiação RQA no LMRI.

É possível constatar que apenas para as qualidades de radiação RQA2 e RQA3 os valores do 1ºHVL obtidos no LMRI coincidem com os valores descritos na norma. Verifica-se também que as incertezas calculadas para as qualidades de radiação RQA5, RQA6, RQA9 e RQA10 não abrangem o valor de HVL calculado. Porém, como as qualidades de radiação RQA foram determinadas a partir da caracterização efectuada para as qualidades de radiação RQR, os valores do 1ºHVL representam valores nominais, pelo que não é possível efectuar nenhum ajuste na filtração adicional, de modo a obter valores mais correctos. Pode-se então concluir que os resultados da caracterização das qualidades de radiação RQA do LMRI, satisfazem as condições impostas pela norma internacional.

VI.3.3 RQT

VI.3.3.1 Procedimento Experimental

Para caracterizar as qualidades de radiação RQT foram utilizadas as qualidades de radiação RQR, tal como foi efectuado na caracterização das qualidades de radiação RQA. A diferença encontra-se no material da filtração que vai constituir o fantoma, que para as qualidades de radiação RQT, se trata de filtros de cobre, de espessura fixa. Novamente, recorreu-se à montagem experimental utilizada para caracterizar as qualidades de radiação RQR (descrita na secção VI.3.1), colocando-se à frente do primeiro colimador a filtração de cobre, de pureza 99,9%. O esquema da montagem experimental para a caracterização das qualidades de radiação RQT está representado na figura VI.24.

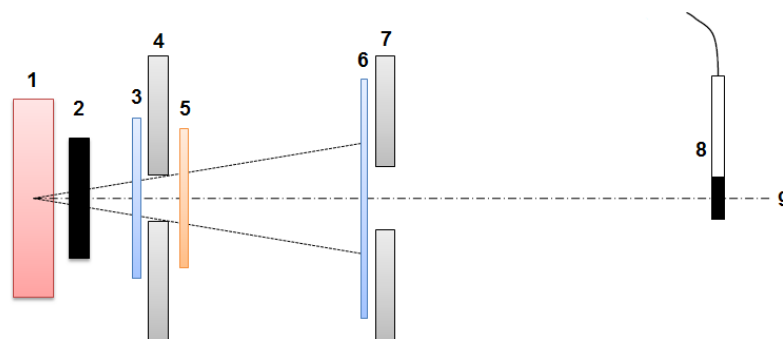


Figura VI.24 – Esquema da montagem experimental utilizada para a caracterização das qualidades de radiação RQT, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Filtração adicional formada por placas de alumínio ; 4) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 1,6 cm; 5) Fantoma de cobre de espessura fixa; 6) Placas atenuadoras de alumínio; 7) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 2 cm; 8) Câmara de Ionização; 9) Eixo do feixe de radiação.

VI.3.3.2 Função de Ajuste

Repetiu-se todo o processo efectuado para as qualidades de radiação RQA (descrito nos pontos VI.3.1 e VI.3.2), mas agora utilizando o fantoma de cobre, e obteve-se a curva de atenuação a partir da qual se determinou o valor do primeiro HVL, para cada qualidade de radiação RQT. As figuras VI.25, VI.26 e VI.27 apresentam as curvas de atenuação para as três qualidades de radiação RQT e a tabela VI.12 indica os valores dos parâmetros do ajuste utilizado.

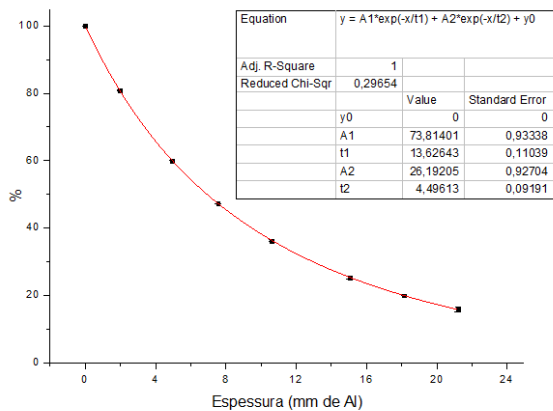


Figura VI.25 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQT8 (100 kV), com 3,47 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 0,20 mm de cobre.

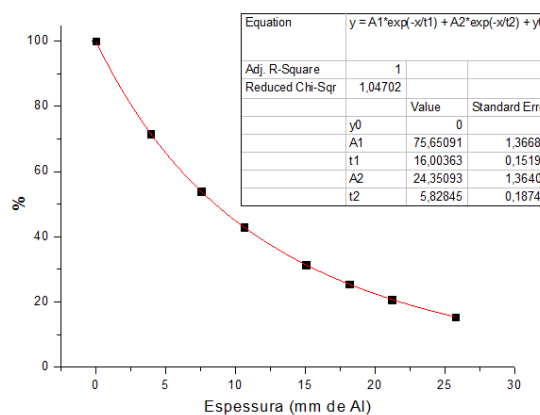


Figura VI.26 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQT9 (120 kV), com 3,90 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 0,25 mm de cobre.

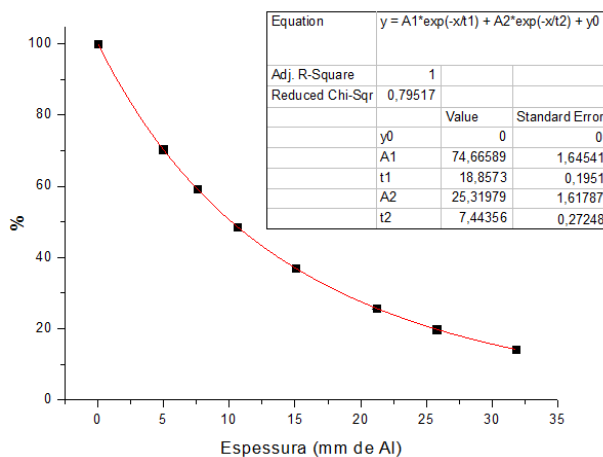


Figura VI.27 – Curva de Atenuação da qualidade de radiação RQT10 (150 kV), com 4,65 mm de filtração adicional de alumínio e um fantoma de 0,30 mm de cobre.

<i>Qualidade de Radiação</i>	R^2_{ajs}	χ^2_{red}	A_1	t_1	A_2	t_2
RQT8	1	0,29654	73,81401	13,62643	26,19205	4,49613
RQT9	1	1,04702	75,65091	16,00363	24,35093	5,82845
RQR10	1	0,79517	74,66589	18,8573	25,31979	7,44356

Tabela VI.12 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as qualidades de radiação RQT8, RQT9 e RQT10.

Novamente, tendo em conta os valores obtidos para o R^2_{ajs} e χ^2_{red} , pode-se afirmar que a função de ajuste obtida para as qualidades de radiação RQT, revela uma óptima concordância com os resultados experimentais.

Para as qualidades de radiação RQT, a curva de atenuação exponencial obtida volta a apresentar duas componentes (equação VI.2), como se pode observar nas figuras VI.25, VI.26 e VI.27, sendo a primeira devido à radiação primária e a segunda à radiação dispersa. Novamente, foi calculado o factor de *build up* B_f' , dado pela equação VI.3, de modo a contabilizar a contribuição da radiação dispersa na radiação total detectada. Na figura VI.28 é apresentado o gráfico do factor de *build up* B_f' em função de μx , onde μ é o coeficiente linear de atenuação do alumínio, para uma energia máxima de 100keV.

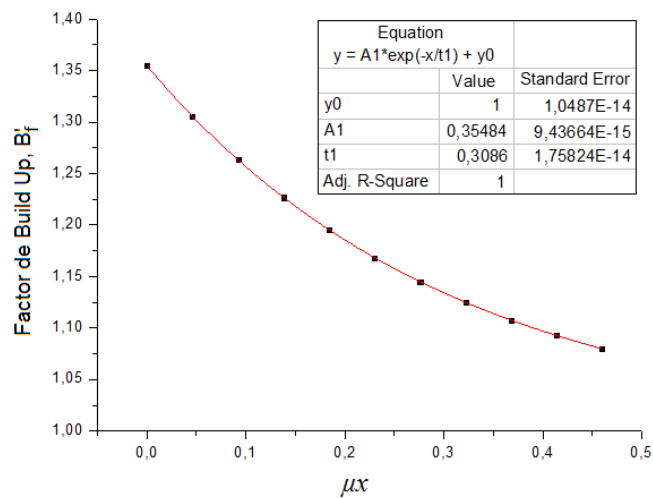


Figura VI.28 – Variação de B_f' com μx , para a qualidade de radiação RQT8.

Mais uma vez verifica-se que o factor de *build up* B_f' decresce com o aumento de espessura x , devendo-se este decréscimo ao facto do segundo colimador estar posicionado entre as placas atenuadoras de alumínio e o detector, como foi explicado anteriormente na secção VI.3.1.

Neste caso, o fantoma de cobre adicionado não é um factor determinante na função de ajuste obtida, uma vez que o livre percurso médio dos fotões no cobre é largamente superior às espessuras utilizadas. A tabela VI.13 indica os coeficientes lineares de atenuação e o livre percurso médio dos fotões no cobre para as energias máximas de 100keV a 150keV, bem como a espessura do fantoma de cobre utilizado.

<i>Energia Máxima (keV)</i>	<i>Coef. Linear de Atenuação, μ (mm^{-1})</i>	<i>Livre Percurso Médio (mm)</i>	<i>Fantoma (mm de Cu)</i>
100	4,11E-01	2,43	0,20
120	3,11E-01	3,22	0,25
150	1,99E-01	5,03	0,30

Tabela VI.13 – Valores do coeficiente linear de atenuação (NIST), livre percurso médio dos fotões no cobre e espessura do fantoma utilizado (IEC 61267), para diferentes energias.

Pela análise da tabela, pode-se dizer que grande parte do feixe incidente atravessa o fantoma na sua totalidade sem sofrer qualquer interacção com os átomos de cobre, pelo que a maioria da radiação dispersa não é produzida no fantoma de cobre, mas sim nas placas atenuadoras de alumínio. Quanto mais afastado do segundo colimador forem produzidos os fotões dispersos, ou seja, à medida que se aumenta a espessura de alumínio, menor será o ângulo de dispersão em que os fotões podem ser detectados pela câmara de ionização. Assim, este resultado é formalmente semelhante à situação verificada para as qualidades de radiação RQR.

VI.3.3.3 Cálculo do HVL e sua Incerteza

Na tabela VI.14 são apresentados os resultados do 1º HVL para as qualidades de radiação RQT.

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Potencial do tubo (kV)</i>	<i>Filtração Adicional (mm de Al)</i>	<i>Fantoma (mm de Cu)</i>	<i>1º HVL (mm de Al)</i>
RQT8	100	3,47	0,20	6,9
RQT9	120	3,90	0,25	8,5
RQT10	150	4,65	0,30	10,2

Tabela VI.14 – Valores do 1º HVL obtidos para as qualidades de radiação RQT do LMRI.

Depois de determinado o primeiro HVL na caracterização das qualidades de radiação RQT, procedeu-se ao cálculo da sua incerteza utilizando o método descrito na secção VI.3.1, uma

vez que a função de ajuste das qualidades RQT apresenta novamente a soma de duas exponenciais. Os resultados encontram-se na tabela VI.15.

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>1° HVL (mm de Al)</i>	<i>inc(x) (mm de Al)</i>	<i>Incerteza Relativa (%)</i>
RQT8	6,9	0,25	3,62
RQT9	8,5	0,43	5,06
RQT10	10,2	0,61	5,98

Tabela VI.15 – Valores do 1° HVL e respectiva incerteza, obtidos para as qualidades de radiação RQT do LMRI.

Na tabela VI.16 encontram-se resumidos os resultados obtidos na caracterização das qualidades RQT.

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Potencial no tubo (kV)</i>	<i>Fantoma (mm de Cu)</i>	<i>1° HVL (mm de Al)</i>		<i>Filtração Adicional (mm de Al)</i>
			<i>IEC 61267</i>	<i>LMRI</i>	
RQT8	100	0,20	6,9	6,9 ± 0,25	3,47
RQT9	120	0,25	8,4	8,5 ± 0,43	3,90
RQT10	150	0,30	10,1	10,2 ± 0,61	4,65

Tabela VI.16 – Valores estabelecidos pela norma internacional IEC 61267 e valores obtidos para as Qualidades de Radiação RQT no LMRI.

Comparando os resultados obtidos para o 1°HVL com os valores descritos na norma, verifica-se que o valores do 1° HVL da qualidade de radiação RQT8 coincidem, observando-se uma diferença de 0,1 mm de alumínio para as qualidades de radiação RQT9 e RQT10. Quanto aos valores da incerteza calculada, estes abrangem os valores do 1°HVL estabelecidos na norma. Novamente, tendo estas qualidades de radiação sido obtidas através das qualidades RQR, os valores do 1°HVL representam valores nominais. Pode-se assim concluir que se obtiveram bons resultados na caracterização das qualidades de radiação RQT do LMRI.

VI.4 Dosimetria para as Qualidades de Radiação RQR

VI.4.1 Procedimento Experimental

Após o cálculo dos HVL's e determinação da filtração adicional necessária para obter as qualidades de radiação que respeitam a norma IEC 61267, procedeu-se ao estudo dosimétrico e calibração da câmara de ionização, utilizando as qualidades de radiação RQR caracterizadas. A grandeza dosimétrica a ser determinada foi o kerma no ar, em mGy/u.m.

Utilizaram-se novamente, a mesma ampola de raios X e a câmara de ionização utilizadas em todas as medições anteriores, sendo ainda utilizada uma câmara monitor para monitorizar a radiação emergente da ampola, de modo a minimizar as flutuações existentes devido a alterações na corrente do filamento da ampola.

Colocou-se a filtração adicional de espessura fixa de alumínio, de pureza mínima de 99,9%, antes do único colimador da montagem experimental. Para a dosimetria das qualidades de radiação RQR utilizou-se o colimador com abertura de diâmetro 1,72cm, que se mandou construir nas oficinas do ITN, e que tinha apenas sido utilizado na caracterização do perfil do campo. Com este colimador é possível obter a 1 metro do foco da ampola, um campo de radiação de diâmetro 15 cm. Na figura VI.29 está representado o esquema da montagem experimental e na figura VI.30 uma fotografia do arranjo utilizado no LMRI.

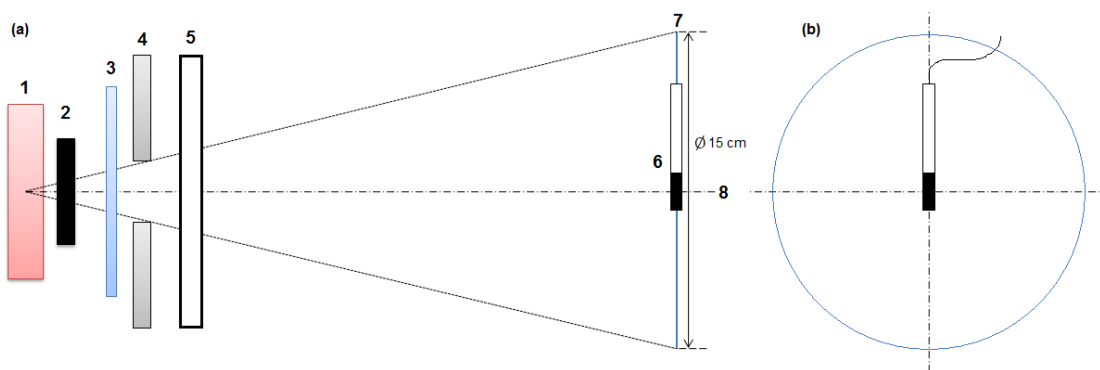


Figura VI.29 – (a) Esquema da montagem experimental utilizada na dosimetria das qualidades de radiação RQR, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Filtração adicional de alumínio; 4) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 1,72 cm; 5) Câmara Monitor; 6) Câmara de Ionização; 7) Campo de radiação a 1 metro de distância do foco da ampola; 8) Eixo do feixe de radiação. (b) Esquema do posicionamento da câmara de ionização no eixo central do feixe de raios X.

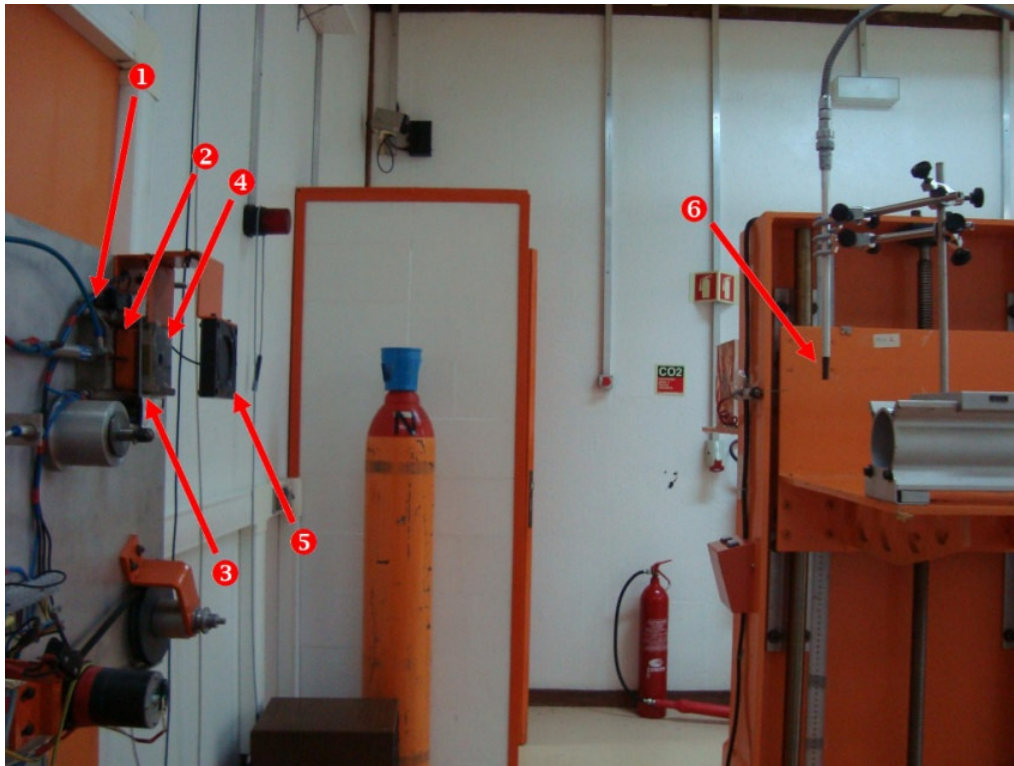


Figura VI.30 – Montagem experimental utilizada na dosimetria das qualidades de radiação RQR, do LMRI, onde: 1) Ampola de Raios X; 2) Obturador; 3) Filtração adicional de alumínio; 4) Colimador de chumbo de diâmetro fixo 1,72 cm; 5) Câmara Monitor; 6) Câmara de Ionização.

Iniciou-se por posicionar a câmara de ionização de modo a que o seu ponto efectivo de medida ficasse centrado com o eixo central do feixe de raios X. O procedimento de medição consistiu em medir a carga q (em coulomb) em 5 séries, de 5 medidas cada, recolocando a câmara de ionização no eixo central do feixe de radiação no início de cada nova série. Para cada qualidade de radiação foram ainda medidos 5 valores de radiação de fundo, e calculada a sua média, cujo valor foi retirado a cada medição efectuada, sendo esta última multiplicada pelo factor de correcção de pressão e temperatura, C_{PT} , e normalizada ao valor medido pela câmara monitor. Ao valor médio obtido para cada qualidade de radiação, expresso em C/u.m., foi então aplicado um coeficiente de calibração para kerma no ar, N_K , expresso em Gy/C, que se encontra definido no Certificado de Calibração do PTB, relativo à câmara de ionização da marca PTW, modelo 23331, com um volume de 1cm^3 . O coeficiente de calibração deste certificado está definido para a qualidade de radiação de referência, 70 kV:

$$N_K = 2,769 \times 10^7 \text{ Gy/C}$$

No entanto, para as restantes qualidades de radiação é necessário aplicar um factor de correcção, k_Q , igualmente indicado no certificado. Na tabela VI.17 são apresentados os dados fornecidos pelo certificado de calibração.

Q (kV)	a (cm)	d (cm)	k_Q	ϵ (%)
30	100	15	1,044	1,3
40	"	"	1,018	"
50	"	"	1,009	1,1
70	"	"	1	"
90	"	"	0,995	"
100	"	"	0,994	"
120	"	"	0,993	"
150	"	"	0,993	"

a – distância entre o foco e a câmara de ionização

d – diâmetro do campo a 100 cm

k_Q – factor de correcção para a qualidade de radiação Q (potencial em kV)

ϵ - incerteza relativa para $N_k * k_Q$, com o nível de confiança $(1 - \alpha) \approx 92\%$

Tabela VI.17 – Condições de Calibração estabelecidas no Certificado de Calibração do PTB, relativas à Câmara de Ionização da marca PTW, modelo 23331, com volume de 1cm^3 .

Uma vez que o certificado não apresenta factores de correcção k_Q para os potenciais de 60 e 80 kV, estes valores foram determinados através de um ajuste efectuado aos dados da tabela VI.17, que se encontra representada na figura VI.31.

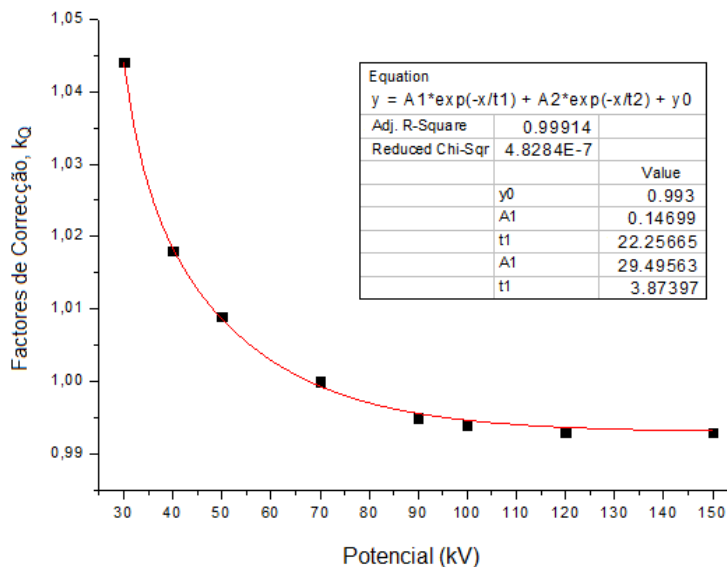


Figura VI.31 – Representação dos factores de correcção k_Q , para as diferentes qualidades de radiação.

Obtiveram-se então os factores de correcção $k_Q = 1.003$ e $k_Q = 0.997$, para o potencial de 60 e 80 kV, respectivamente. Com todos os factores de correcção k_Q , foi então possível calcular o kerma no ar para as qualidades de radiação RQR.

Na tabela VI.18 estão então representados os resultados obtidos da dosimetria da câmara de ionização para todas as qualidades de radiação RQR.

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Potencial do tubo (kV)</i>	<i>Filtração Adicional (mm de Al)</i>	<i>kerma no ar por unidade monitor (mGy/u.m.)</i>	<i>Incerteza, k=2 (%)</i>
RQR2	40	2,50	3,175	1,5
RQR3	50	2,50	3,215	1,2
RQR4	60	2,75	3,240	1,3
RQR5	70	2,91	3,228	1,3
RQR6	80	3,10	3,195	1,3
RQR7	90	3,28	3,146	1,3
RQR8	100	3,47	3,104	1,3
RQR9	120	3,90	3,024	1,3
RQR10	150	4,65	2,887	1,3

Tabela VI.18 – Valores de dosimetria obtidos para o kerma no ar para as qualidades de radiação RQR do LMRI.

Estes resultados experimentais foram, no entanto, previamente sujeitos a um teste estatístico de tratamento de dados, de modo a verificar se os valores experimentais médios e respectivas variâncias apresentavam diferenças significativas entre si.

VI.4.2 Análise de Variância Simples – ANOVA

Quando se pretende comparar duas ou mais grupos de observações, a característica que os distingue é chamada de factor sob investigação. Se os vários grupos são classificados através de um único factor, utiliza-se um método designado por Análise de Variância Simples (*single-factor analysis of variance* – ANOVA).

Um teste ANOVA envolve a comparação de k grupos com médias \bar{x}_k . O objectivo é testar a hipótese nula, H_0 , contra a hipótese alternativa, H_a , que geralmente representa o contrário da anterior. Se a hipótese nula for aceite, a hipótese alternativa é rejeitada, e vice-versa. Na tabela VI.19 é indicada a notação utilizada num teste ANOVA. [PEC08]

Hipótese nula, $H_0 : \bar{x}_1 = \bar{x}_2 = \dots = \bar{x}_k$				
Vs				
Hipótese alternativa, $H_\alpha : \bar{x}_1 \neq \bar{x}_2 \neq \dots \neq \bar{x}_k$				
$k =$ número de grupos a comparar				
grupo	1	2	...	k
Média do grupo	\bar{x}_1	\bar{x}_2	...	\bar{x}_k
Variância do grupo	s_1^2	s_2^2	...	s_k^2
Tamanho do grupo	n_1	n_2	...	n_k
$N = n_1 + n_2 + \dots + n_k =$ número total de observações nos dados				
$T = n_1 \bar{x}_1 + n_2 \bar{x}_2 + \dots + n_k \bar{x}_k =$ grande total = soma de todas as N observações				
$\bar{x} = \frac{T}{N} =$ grande média				

Tabela VI.19 – Notação adoptada na Análise de Variância Simples – ANOVA.

Para se efectuar o teste ANOVA é necessário ter em conta algumas condições (pressupostos):

1. Cada grupo de observações k apresenta uma distribuição normal.
2. As distribuições normais k têm um desvio padrão idêntico, $\sigma_1 = \sigma_2 = \dots = \sigma_k$.
3. As observações de cada grupo k são independentes umas das outras.

O procedimento para decidir se se aceita ou rejeita H_0 , baseia-se na análise dos valores de \bar{x} , através dos cálculos dos parâmetros indicados na tabela VI.20.

A medida de variação entre as médias dos grupos, designa-se soma dos quadrados dos grupos (*treatment sum of squares* – SSTr), e é dada por:

$$SSTr = n_1 (\bar{x}_1 - \bar{x})^2 + n_2 (\bar{x}_2 - \bar{x})^2 + \dots + n_k (\bar{x}_k - \bar{x})^2$$

A medida de variação entre as observações do grupo k , designa-se soma dos quadrados dos erros (*error sum of squares* – SSE), e é dada por:

$$SSE = (n_1 - 1) s_1^2 + (n_2 - 1) s_2^2 + \dots + (n_k - 1) s_k^2$$

Cada soma de quadrados tem associada um grau de liberdade (*degrees of freedom* – df)

$$df (SSTr) = k - 1$$

$$df (SSE) = N - k$$

A média quadrática (*mean square*) é a soma dos quadrados dividida pelo seu df.

$$\text{Média quadrática entre grupos (mean square for treatments)} = MSTr = \frac{SSTr}{k - 1}$$

$$\text{Média quadrática dentro do grupo (mean square for error)} = MSE = \frac{SSE}{N - k}$$

Tabela VI.20 – Descrição dos parâmetros utilizados no teste ANOVA.

Muitos dos procedimentos utilizados em testes ANOVA baseiam-se numa família de distribuições de probabilidade, denominada distribuição F, que está sempre relacionada com uma razão:

$$F = \frac{MSTr}{MSE} \quad (\text{VI.16})$$

Cada distribuição F é obtida especificando-se os graus de liberdade do numerador (df_1) e do denominador (df_2), juntamente com um nível de confiança, $P - \alpha$.

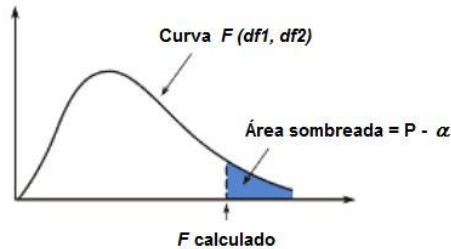


Figura VI.32 – Curva F e valor $P - \alpha$, para um teste unilateral direito. [PEC08]

Se a área correspondente ao valor calculado de F (F_{cal}) for menor que a área de qualquer α , ou seja, se $F_{\text{cal}} > F_{\alpha}$, a hipótese H_0 deve ser rejeitada.

Sendo $df_1 = k - 1 = 4$, e $df_2 = N - k = 20$, para um nível de confiança de 99%, ou seja, $\alpha = 0,01$, o valor de F_{α} , segundo a tabela D.1 indicada no Anexo D, é $F_{\alpha} = 4,43$. Na tabela VI.21, são apresentados os resultados do teste F de Análise de Variância, para cada qualidade de radiação RQR.

Qualidade de Radiação	F_{cal}	H_0
RQR2	2,61	aceite
RQR3	0,39	aceite
RQR4	1,25	aceite
RQR5	18,30	rejeitada
RQR6	2,57	aceite
RQR7	1,57	aceite
RQR8	2,47	aceite
RQR9	9,64	rejeitada
RQR10	3,18	aceite
Com, $k = 5$ $N = 25$ $n_1 = n_2 = n_3 = n_4 = n_5 = 5$		

Tabela VI.21 – Resumo dos resultados obtidos para o teste F de Análise de Variância, para as qualidades de radiação RQR.

Observando a tabela anterior verifica-se que para duas qualidades de radiação, RQR5 e RQR9, a hipótese H_0 é rejeitada. Isto significa, que nestas duas qualidades de radiação, existe pelo menos um valor médio \bar{x}_k que é significativamente diferente dos restantes.

VI.4.3 Comparações Múltiplas – Método de Tukey-Kramer

No caso da hipótese H_0 ser rejeitada pelo teste F, existem métodos que permitem determinar qual ou quais das médias \bar{x}_k diferem. Um destes métodos é o de Tukey-Kramer (T-K), que se trata de um procedimento no qual são efectuadas múltiplas comparações. Este método baseia-se na determinação de intervalos de confiança para verificar a diferença entre cada possível par de médias \bar{x}_k . Uma vez calculados todos os intervalos possíveis, cada um é examinado para determinar se inclui o valor 0. Se um intervalo não incluir o valor 0, as duas médias são declaradas “significativamente diferentes” uma da outra.

Os intervalos T-K baseiam-se em valores críticos obtidos de uma distribuição de probabilidade designada Distribuição Studentized (*studentized range distribution*). Para determinar o valor crítico esta distribuição tem em conta o número de grupos a ser comparado, k , e o número de graus de liberdade de erro, df_2 , para o nível de confiança seleccionado.

Sendo k , o número de grupos a ser comparados, devem ser determinados $\frac{k(k-1)}{2}$ intervalos de confiança. Denominando o valor crítico por q , os intervalos são dados por:

$$(\bar{x}_i - \bar{x}_j) \pm q \sqrt{\frac{MSE}{2} \left(\frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)} \quad (\text{VI.17})$$

Se o tamanho dos grupos é sempre igual, a equação anterior é dada por:

$$(\bar{x}_i - \bar{x}_j) \pm q \sqrt{\frac{MSE}{n}} \quad (\text{VI.18})$$

Sendo $k = 5$ e $df_2 = 20$, para um nível de confiança 99%, o valor crítico q , segundo a tabela D.2 indicada no Anexo D, é $q = 5,29$. Na tabela VI.22, são apresentados os resultados do método T-K, para as duas qualidades de radiação RQR, cuja hipótese H_0 foi rejeitada, RQR5 e RQR9.

RQR5					RQR9						
Com base nos intervalos T–K calculados, foi possível determinar o(s) grupo(s) de médias que não difere(m) significativamente:											
$\bar{x}_5 = \bar{x}_4 = \bar{x}_3$ $\bar{x}_2 = \bar{x}_1$					$\bar{x}_4 = \bar{x}_5$ $\bar{x}_5 = \bar{x}_3 = \bar{x}_2$ $\bar{x}_3 = \bar{x}_2 = \bar{x}_1$						
Colocando os valores médios de cada grupo de dados, em ordem crescente, indicando os diferentes grupos, é fácil identificar qual a relação entre cada valor médio:											
grupo k	5	4	3	2	1	grupo k	4	5	3	2	1
média	\bar{x}_5	\bar{x}_4	\bar{x}_3	\bar{x}_2	\bar{x}_1	média	\bar{x}_4	\bar{x}_5	\bar{x}_3	\bar{x}_2	\bar{x}_1

Tabela VI.22 – Resumo dos resultados obtidos através do método de Tukey–Kramer, para as qualidades de radiação RQR5 e RQR9.

A tabela anterior permite verificar de que forma as médias \bar{x} variam entre si, para os dois casos analisados. Para a qualidade de radiação RQR5 observa-se a existência de 2 grupos distintos, sendo que as médias de um grupo não são significativamente diferentes entre si, mas são significativamente diferentes das médias do outro grupo. Para a qualidade RQR9, são apresentados três grupos, mas neste caso, existem médias que pertencem a mais do que um grupo. Por exemplo o valor médio \bar{x}_5 não é considerado significativamente diferente dos valores médios \bar{x}_4 , \bar{x}_3 e \bar{x}_2 . No entanto, não formam um único grupo, porque o valor médio \bar{x}_4 é significativamente diferente dos valores \bar{x}_3 e \bar{x}_2 .

De forma a tentar encontrar uma explicação para as diferenças encontradas, analisaram-se os dados experimentais recolhidos para estas duas qualidades de radiação. Embora se tenha verificado em alguns grupos de observações uma maior variabilidade em algumas grandezas medidas (carga, temperatura, pressão) este facto não é suficiente para justificar as discrepâncias observadas entre grupos. Um reposicionamento incorrecto da câmara da ionização entre grupos de medições, pode ser uma possível explicação para as diferenças encontradas entre os valores médios. Por exemplo para a qualidade de radiação RQR5, a posição em que a câmara foi colocada repercute-se na grandeza mensurada, resultando nos dois grupos observados. No entanto, a análise estatística efectuada não permite tomar uma decisão sobre a exclusão de um dos grupos, pelo que, se optou por contabilizar todos os valores médios dos 5 grupos de medições, considerando-os como observações independentes, e assim calcular o valor médio final com base na média aritmética. [CAM80]

Capítulo VII

Estudo das Qualidades de Radiação RQR por método de Monte Carlo

Os métodos de simulação de Monte Carlo têm vindo a ser cada vez mais utilizados em várias investigações nas mais diversas áreas científicas. A simulação em computador permite analisar sistemas físicos complexos, observar e descrever o seu comportamento, fornecendo ainda ao utilizador um meio para validação de resultados experimentais.

VII.1 O Método de simulação Monte Carlo

As técnicas de cálculo de Monte Carlo são métodos estatísticos que se baseiam na utilização de sequências de números e variáveis aleatórias para simular uma situação específica, e têm diversas áreas de aplicação como a Física, Matemática e Biologia.

O método de Monte Carlo pode ser descrito como uma técnica com duas entradas e uma saída, como representado na figura VII.1. As entradas são uma fonte de números aleatórios e a distribuição de probabilidades que representa o processo em estudo, e a saída é o resultado da amostragem aleatória da distribuição de probabilidade introduzida.

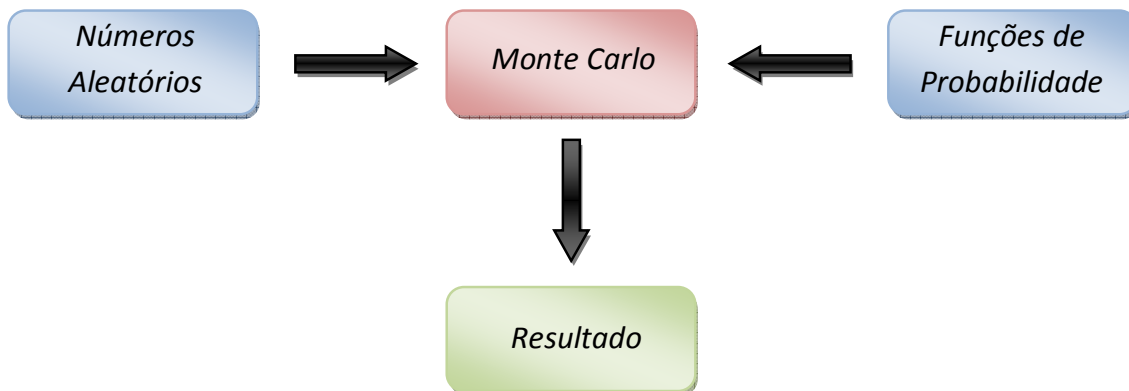


Figura VII.1 – Diagrama do funcionamento do método de Monte Carlo.

Em quase todas as aplicações do método de Monte Carlo os processos físicos podem ser simulados directamente através de funções de densidade de probabilidade (*pdf's*) conhecidas que, se definidas correctamente, dão origem a histórias aleatórias para efectuar a simulação.

Quanto maior o número de histórias geradas, menor será a incerteza estatística, e mais correctos serão os parâmetros a estudar.

Em simulação de transporte de radiação, isto é, a história (*track*) de uma partícula, é vista como uma sequência aleatória de “voos livres” que terminam com a interacção da partícula onde, esta muda de direcção, perde energia e, eventualmente, produz partículas secundárias. Todas estas componentes são estocásticas e devem ser conhecidas, pelo que é necessário conhecer todos os processos de interacção que uma partícula pode sofrer, desde a sua criação na fonte até ser absorvida pelo material ou abandonar o sistema.

O código de Monte Carlo pode ser utilizado para o transporte de fotões, neutrões, electrões, permitindo simular mais do que um tipo de partículas simultaneamente. Para estudo desenvolvido neste trabalho, as técnicas de simulação de interesse são referentes ao transporte de fotões.

Em todos os cálculos de Monte Carlo é necessária informação *a priori* relativa ao processo que se pretende simular. Esta informação é expressa como funções de densidade de probabilidade para os diferentes processos. No estudo das interacções com fotões, a informação é fornecida pelas secções eficazes, total e parcial, e é utilizada para calcular o livre percurso médio e o tipo de interacção de cada fotão. Informação sobre a dispersão e absorção dos fotões é fundamental, uma vez que a precisão da simulação depende do rigor das funções de densidade de probabilidade, que neste caso, são tabelas de secções eficazes e coeficientes de atenuação para a dispersão incoerente (Compton), dispersão coerente, efeito fotoeléctrico e produção de pares, em energias entre 1keV e 100GeV. [MSS98]

As técnicas de simulação de Monte Carlo apresentam vantagens relativamente aos métodos experimentais, como por exemplo, permitem efectuar o estudo de parâmetros que não podem ser avaliados experimentalmente, altera-los e analisar o efeito de tais alterações no sistema.

Hoje em dia, o método de Monte Carlo é uma ferramenta básica e indispensável em dosimetria. Assim, de modo a validar os resultados de dosimetria obtidos experimentalmente para as qualidades de radiação RQR do LMRI, recorreu-se à simulação computacional por método de Monte Carlo. Recorreu-se ainda ao método de Monte Carlo para analisar a contribuição da filtração adicional com diferentes espessuras, para cada qualidade de radiação RQR.

VII.1.1 Estrutura Geral do Ficheiro “input”

Para efectuar os diversos estudos de simulação é necessário definir num único ficheiro de entrada, ou ficheiro “input”, toda a informação referente à simulação que se pretende desenvolver. A geometria da montagem utilizada é definida através de diversas superfícies, do tipo de fonte emissora, tipo de partículas, energia, dimensões, materiais, e muitos outros parâmetros importantes na simulação.

De modo a simplificar o ficheiro, simulou-se uma fonte pontual isotrópica emissora de fotões, centrada em $(x,y,z)=(0,0,0)$, cujas energias foram definidas por espectros fornecidos pelo Instituto de Metrologia Nacional Alemão (*Physikalisch-Technische Bundesanstalt* – PTB). Para as simulações em questão utilizaram-se os “Unfiltered Spectra” do PTB, para definir a distribuição de energias para cada qualidade de radiação. Com estes espectros, os fotões emitidos pela fonte, correspondem na prática aos fotões emergentes da ampola de raios X, antes de encontrarem qualquer filtração adicional de alumínio. [WWW04]

Todos os restantes elementos da montagem, filtração adicional de alumínio, colimador de chumbo, câmara monitor e detector, são definidos como células através da combinação (intersecção, união e complementares) de vários corpos geométricos predefinidos, como planos, cilindros, esferas, etc.

A simulação do detector consistiu apenas na simulação do volume sensível da câmara de ionização, que se trata de um cilindro de ar, de raio 6 mm e altura 22 mm, centrado em $(x,y,z)=(100,0,0)$, ou seja, a 1 metro da fonte. Assumindo que a relação entre a energia depositada pela radiação num determinado volume é proporcional à ionização produzida nesse mesmo volume, optou-se por utilizar o tally F6, que calcula a energia média depositada no volume sensível da câmara de ionização, expresso em MeV/g. Na câmara monitor utilizou-se o tally F1, que indica o número de partículas detectadas.

Todos os elementos referidos estão inseridos numa célula preenchida de ar, a que se denominou “sala”. Qualquer fotão que atravesse os limites da sala, não é seguido pelo código de Monte Carlo, seja ele um fotão emitido pela fonte pontual ou um fotão que tenha já atravessado a espessura atenuadora de alumínio e colimador. A geometria definida pode ser observada na figura VII.2 que se segue.

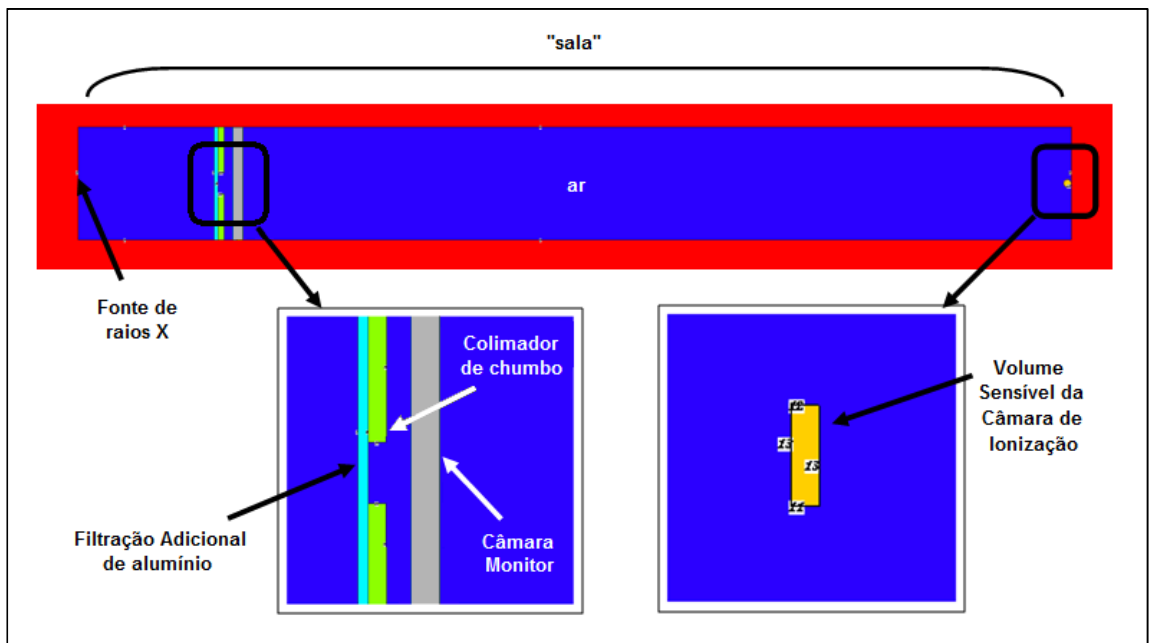


Figura VII.2 – Esquema da geometria simulada em código de Monte Carlo.

VII.2 Estudo Dosimétrico

Em cada simulação efectuada eram emitidos pela fonte isotrópica 1×10^9 fotões, com energias compreendidas entre 0 e o valor máximo de energia de cada qualidade de radiação RQR. Para cada qualidade de radiação, eram efectuadas apenas duas modificações no código inserido no ficheiro input, sendo estas, a espessura da filtração adicional de alumínio e o espectro de emissão de fotões.

Para a qualidade de radiação RQR10, não foi efectuado o estudo de simulação, pois os “Unfiltered Spectra” do PTB não continham nenhum espectro para a energia máxima de 150keV.

Os resultados de dosimetria obtidos em código de Monte Carlo para as qualidades de radiação RQR2 a RQR9 encontram-se indicados na tabela VII.1, e na figura VII.3 encontra-se a representação gráfica dos valores de energia depositada, por partícula, normalizados ao valor máximo.

Todos os resultados de simulação apresentam uma incerteza relativa inferior a 10%.

<i>Qualidade de Radiação</i>	<i>Energia Máxima (keV)</i>	<i>Filtração Adicional (mm de Al)</i>	<i>Energia Depositada (MeV/g)</i>	<i>Incerteza Relativa (%)</i>
RQR2	40	2,50	4,5193E-09	3,59
RQR3	50	2,50	5,7731E-09	2,91
RQR4	60	2,75	5,9749E-09	2,67
RQR5	70	2,91	6,3188E-09	2,48
RQR6	80	3,10	6,4615E-09	2,31
RQR7	90	3,28	6,8141E-09	2,15
RQR8	100	3,47	7,0141E-09	2,04
RQR9	120	3,90	7,2918E-09	1,88

Tabela VII.1 – Resultados da dosimetria das qualidades de radiação RQR2 a RQR9 obtidos em código de Monte Carlo.

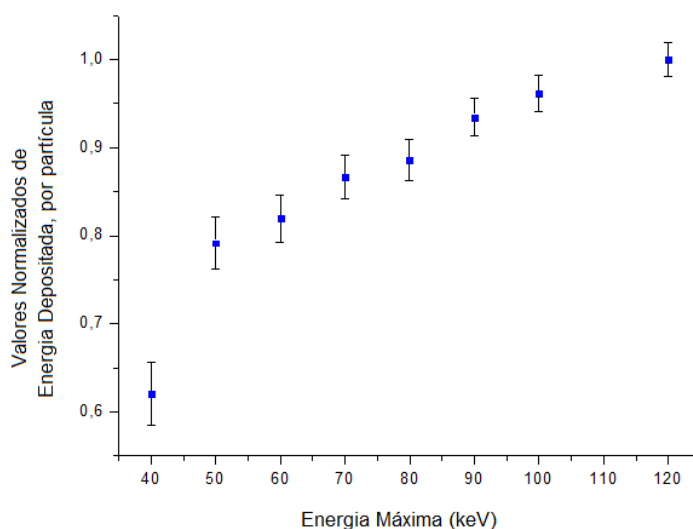


Figura VII.3 – Resultados de dosimetria obtidos em Código de Monte Carlo, normalizados, para as qualidades de radiação RQR.

Como se pode observar no gráfico da figura anterior, verifica-se um aumento da energia depositada à medida que se aumenta a energia máxima do espectro. No entanto, verifica-se que este acréscimo é mais acentuado para energias mais baixas, devendo-se este facto à menor filtração adicional de alumínio. Para energias mais elevadas a espessura de alumínio colocada é responsável por uma maior atenuação dos fótons menos energéticos.

A simulação efectuada em código de Monte Carlo e os respectivos resultados não foram comparados com os resultados experimentais, pois o processo não foi simulado em toda a sua integridade, devido a algumas limitações do programa e “simplificações” efectuadas no ficheiro input.

As medições experimentais estão dependentes de diversos factores que não são contemplados pela simulação. Por exemplo, houve ocasiões em que foi necessário alterar a corrente da ampola, alterações estas que resultaram naturalmente num aumento ou decréscimo do número de fótons emitidos pela fonte. Na simulação este aspecto não foi levado em consideração, uma vez que eram emitidas pela fonte de raios X sempre o mesmo número de partículas. Outro factor que pode ter influenciado os resultados, é o facto de se ter simulado uma fonte pontual isotrópica, quando na verdade a emissão dos raios X segue determinadas direcções consoante a inclinação do ânodo, componente este que não foi inserido na simulação.

VII.3 Estudo da Variabilidade da Filtração Adicional

A filtração adicional de alumínio é um dos parâmetros que afecta os feixes de radiação, sendo a principal responsável para a determinação dos HVL's constantes da norma IEC 61267.

Para obter os valores de HVL estabelecidos pela norma, verificou-se a necessidade de um incremento na filtração adicional de alumínio à medida que se incrementava também a energia máxima do feixe de raios X.

Devido à sua importância na caracterização das diversas qualidades de radiação, pretendeu-se analisar a contribuição da variação da filtração adicional de alumínio para as várias qualidades de radiação RQR.

O estudo consistiu na simulação em código de Monte Carlo da geometria definida para o estudo dosimétrico, para as qualidades de radiação RQR2 a RQR9, mas agora mantendo fixa a filtração adicional. Iniciou-se a simulação com uma filtração adicional de 2,5 mm de alumínio, sendo esta espessura fixa para todas as RQR. Seguidamente foi efectuado o mesmo estudo para as espessuras 3,5 mm e 4,5 mm de alumínio.

Os resultados obtidos para as três espessuras analisadas encontram-se indicados na figura VII.4.

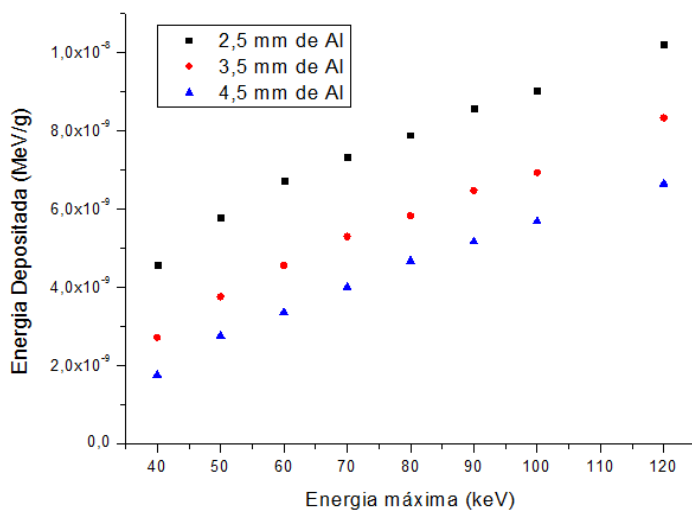


Figura VII.4 – Comparação dos resultados de simulação obtidos para três espessuras de alumínio, para as qualidades de radiação RQR.

Observando o gráfico anterior, verifica-se para cada qualidade de radiação, que um aumento na filtração de alumínio é responsável por uma diminuição na energia depositada, o que significa uma maior atenuação dos fótons emitidos pela fonte. Por outro lado, mantendo constante a filtração adicional, observa-se um aumento da energia depositada no detector à medida que se aumenta também a energia dos fótons. Estes resultados vão de acordo com o que seria de esperar. É também possível observar que o aumento da energia depositada com o aumento da energia dos fótons emitidos, para as três espessuras analisadas, apresenta um gradiente semelhante, essencialmente para fótons de energias mais elevadas. Este aspecto é demonstrado na figura VII.5, onde os resultados obtidos para energias a partir de 70keV, foram ajustados a uma função polinomial de 1º grau (ajuste linear).

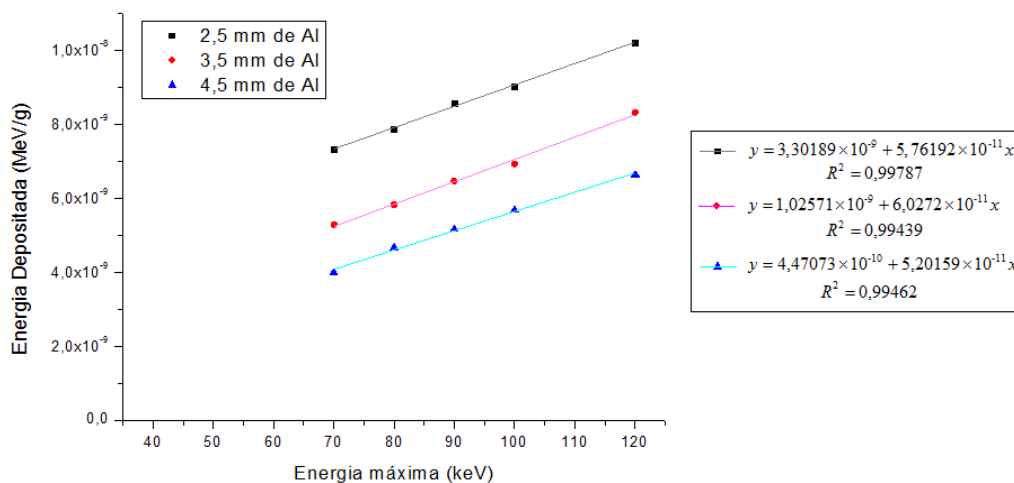


Figura VII.5 – Comparação das funções de ajuste para cada espessura de alumínio.

Observando o gráfico anterior, verifica-se que para energias superiores a 70keV, o aumento da espessura de alumínio não altera o crescimento de energia depositada. Este facto deve-se à maior absorção dos fótons menos energéticos para as qualidades de radiação com energias inferiores a 70keV, quando se aumenta a espessura de alumínio. Para feixes de radiação mais energéticos, o número de fótons de baixa energia é menor, pelo que o aumento na filtração adicional de alumínio não irá afectar de forma significativa a atenuação dos mesmos.

Capítulo VIII

Conclusões

O principal objectivo deste trabalho era obter qualidades de radiação X utilizadas em radiodiagnóstico, correctamente caracterizadas segundo a norma internacional IEC 61267. O processo de caracterização das várias qualidades de radiação, realizado no LMRI, envolveu várias etapas, em algumas das quais surgiram algumas dificuldades.

Na caracterização do perfil do campo de radiação, o campo obtido inicialmente não era uniforme nem apresentava as dimensões correctas. No entanto, após estudar algumas explicações, optou-se por adicionar 4 mm de alumínio à montagem e utilizar um colimador com um diâmetro de abertura 1,725cm. Obteve-se assim, um campo uniforme e homogéneo de diâmetro 15cm, a 1 metro de distância do foco da ampola.

A etapa seguinte consistiu na determinação da filtração inerente da ampola. Esta filtração foi calculada através da determinação do 1°HVL para um feixe de radiação produzido a um potencial de 60 kV, sem qualquer filtração adicional. As medições decorreram sem qualquer dificuldade, tendo-se obtido uma filtração inerente de 0,09 mm de alumínio.

A caracterização das qualidades de radiação RQR foi a fase seguinte do trabalho experimental. Foram efectuadas medições para feixes de radiação produzidos com um potencial entre 40 e 150 kV, com o objectivo de determinar o primeiro e segundo HVL's, através da determinação da curva de atenuação, obtida através da utilização de placas atenuadoras de alumínio. Uma vez obtidos estes parâmetros, era possível calcular o coeficiente de homogeneidade ($1^\circ\text{HVL}/2^\circ\text{HVL}$) e o quociente $y(1^\circ\text{HVL}_{\text{IEC}})/y(0)$. Quando estes parâmetros se encontravam dentro dos intervalos de incerteza estabelecidos pela norma, a filtração adicional necessária para caracterizar correctamente as qualidades de radiação RQR foi obtida. O mesmo processo de caracterização foi realizado para as qualidades de radiação RQA e RQT, utilizando a filtração adicional determinada.

Obtiveram-se diferentes funções de ajuste, sendo que as qualidades de radiação RQR e RQT, seguem uma atenuação exponencial de segunda ordem, enquanto as qualidades RQA seguem uma a lei de atenuação simples.

Foram ainda calculadas as incertezas dos valores de HVL obtidos, tendo sido necessário recorrer ao Teorema da Função Implícita para calcular as incertezas das qualidades de radiação RQR e RQT, devido à existência das duas exponenciais na função de ajuste. Para as qualidades de radiação RQA, a incerteza associada ao HVL calculado, foi obtida facilmente através da Lei de Propagação de Incertezas.

Os resultados obtidos satisfazem os critérios estabelecidos pela norma, pelo que se pode concluir que se obtiveram qualidades de radiação RQR, RQA e RQT, correctamente caracterizadas, tendo sido atingido o principal propósito deste estudo.

Após caracterizadas as qualidades de radiação pretendidas, foi realizada a dosimetria para as qualidades de radiação RQR, com a respectiva filtração adicional. Para tal, utilizaram-se os dados fornecidos pelo Certificado de Calibração do PTB, relativo à câmara de ionização utilizada, que permitiram obter os valores de dose (kerma no ar por unidade monitor) para cada qualidade de radiação RQR.

Terminada a parte experimental do projecto, iniciou-se em método de simulação de Monte Carlo, o estudo dosimétrico para as qualidades de radiação RQR, verificando-se um aumento da energia depositada por partícula com o aumento da energia máxima do espectro, sendo este acréscimo influenciado pela filtração adicional utilizada.

No entanto, os resultados obtidos em simulação não foram sujeitos a comparação com os resultados experimentais devido a algumas limitações do código utilizado e a simplificações introduzidas no ficheiro de simulação.

Também em Código de Monte Carlo se procedeu ao estudo da variabilidade da filtração adicional para as qualidades de radiação RQR, cujos resultados obtidos demonstraram que o aumento de espessura de alumínio não afecta o gradiente da dose depositada em função da energia do feixe, para energias superiores a 70keV.

Referências Bibliográficas

[ABR94] – M. C. Abreu e outros, "Física Experimental – Uma introdução", Editorial Presença, 1ª Edição, Lisboa, 1994.

[ATT86] – F. H. Attix, "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry", Wiley, New York, 1986.

[BEU00] – J. Beutel and others, "Handbook of Medical Imaging - Volume 1. Physics and Psychophysics", SPIE, Washington, 2000.

[BUS02] – J.T. Bushberg, "The Essential Physics of Medical Imaging", Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2002.

[CAM80] – P. J. Champion and others, "A code of practice for the detailed statement of accuracy", NPL – National Physical Laboratory, London, 1980.

[CAM00] – A. Campilho, "Instrumentação Electrónica. Métodos e Técnicas de Medição", FEUP Edições, 1ª Edição, 2000.

[CEM96] – H. Cember, "Introduction to Health Physics", McGraw-Hill, 3rd Edition, 1996.

[GRA03] – D. T. Graham, "Principles of Radiological Physics", Elsevier, 2003.

[GUN07] – L. L. Gunderson and J. E. Tepper, "Clinical Radiation Oncology", Elsevier, Philadelphia, 2nd Edition, 2007.

[IAEA07] – International Atomic Energy Agency "Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice", Technical Reports Series no.457, IAEA, Vienna, 2007.

[ICRU80] – International Commission on Radiological Units and Measurements "Radiation Quantities and Units", ICRU Report 33, Washington, 1980.

[IEC05] – IEC International Electrotechnical Commission, "Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics" IEC International Standard 61267, IEC, 2nd Edition, Geneva, 2005.

[ISO95] – ISO International Organization for Standardization, "Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement", ISO, Geneva, 1995.

[ISO96] – ISO International Organization for Standardization, "X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 1: Radiation characteristics and production methods" ISO International Standard 4037-1, ISO, 1st Edition, Geneva, 1996.

[JAY04] – S. Jayaraman and L. H. Lanzl, "Clinical Radiotherapy Physics", Springer, Berlin, 2nd Edition, 2004.

[KAN03] – S. A. KANE, "Introduction to Physics in Modern Medicine", Taylor & Francis, New York, 2003.

[KHA09] – F. M. Khan, "The Physics of Radiation Therapy", Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 4th Edition, 2009.

[LIM05] – J. J. Pedroso Lima, "Técnicas de Diagnóstico com Raios X - Aspectos Físicos e Biofísicos", Imprensa da Universidade, Coimbra, 2005.

[MAR06] – J. E. Martin, "Physics for Radiation Protection: a handbook", Wiley-VCH, New York, 2nd Edition, 2006.

[MAR10] – A. Margheri, "Comunicação Privada", 2010.

[MAY07] – P. Mayles and others, "Handbook of Radiotherapy Physics - Theory and Practice", Taylor & Francis, New York, 2007.

[MSS98] – Medical Science series, "Monte Carlo calculations in Nuclear Medicine - Applications in Diagnostic Imaging", IOP Publishing Ltd, Bristol, 1998.

[PEC08] – R. Peck and others, “Introduction to Statistics and Data Analysis”, Thomson Brooks/Cole, 3rd Edition, 2008.

[SAB95] – J. Sabol and P.-S. Weng, "Introduction to Radiation Protection Dosimetry", World Scientific Publishing, Singapore, 1995.

[SMI00] – F. A. Smith, "A Primer in Applied Radiation Physics", World Scientific Publishing, Singapore, 2000.

[TEI06] – N. Teixeira, Aulas de "Radiação e Radioterapia", FCT-UNL, 2008.

[WWW01] – http://www.siint.com/en/products/xrf/tec_descriptions/descriptions_e.html

[WWW02] – http://www.medcyclopaedia.com/library/topics/volume_i.aspx?c=h

[WWW03] – <http://www.nist.gov/index.html>

[WWW04] – <http://www.ptb.de/>

Anexo A

Parâmetros dos Ajustes das Qualidades de Radiação

<i>Qualidade de Radiação</i>	R^2_{ajs}	χ^2_{red}	A_1	t_1	A_2	t_2
RQR2	0,99999	0,0887	73,73634	2,8513	26,26711	0,87635
RQR3	0,99999	0,05739	71,11167	3,83929	28,91167	1,03443
RQR4	1	0,00613	64,21100	5,31178	35,78766	1,40420
RQR5	1	1,05163	63,34819	6,51913	36,64383	1,61048
RQR6	1	3,04666	62,07054	7,9772	37,89171	1,85352
RQR7	1	2,64538	61,64177	9,31285	38,31196	2,14000
RQR8	0,99999	12,66336	62,58236	10,60222	37,38992	2,36782
RQR9	0,99998	7,07945	68,02899	12,15054	31,83889	2,68504
RQR10	1	0,4775	69,68838	15,21083	30,31047	3,54343

Tabela A.1 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as Qualidades de Radiação RQR.

<i>Qualidade de Radiação</i>	R^2_{ajs}	χ^2_{red}	A_1	t_1
RQA2	0,99975	0,74616	99,52392	3,23125
RQA3	0,99985	198,17228	99,83001	5,48801
RQA4	0,99673	2582,36285	99,45283	7,93460
RQA5	0,99984	31,02269	95,99399	10,20185
RQA6	0,99996	40,05084	99,97246	11,54020
RQA7	0,99948	97,10361	97,60609	13,60017
RQA8	0,99867	255,59552	96,80590	15,18183
RQA9	0,99960	0,15642	99,94576	16,39301
RQA10	0,99970	13,47441	97,76065	19,52284

Tabela A.2 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as Qualidades de Radiação RQA.

<i>Qualidade de Radiação</i>	R^2_{ajs}	χ^2_{red}	A_1	t_1	A_2	t_2
RQT8	1	0,29654	73,81401	13,62643	26,19205	4,49613
RQT9	1	1,04702	75,65091	16,00363	24,35093	5,82845
RQT10	1	0,79517	74,66589	18,8573	25,31979	7,44356

Tabela A.3 – Valores dos parâmetros da função de ajuste obtida para as Qualidades de Radiação RQT.

Anexo B

Coefficiente de Homogeneidade para um feixe de radiação monoenergético

A atenuação de um feixe de radiação monoenergético que incide paralelamente num material, vai variar exponencialmente com a espessura do material, de acordo com a equação:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

onde, I_0 é a intensidade do feixe incidente, I a intensidade do feixe transmitido, μ é o coeficiente de atenuação linear total e x a espessura do material atenuador.

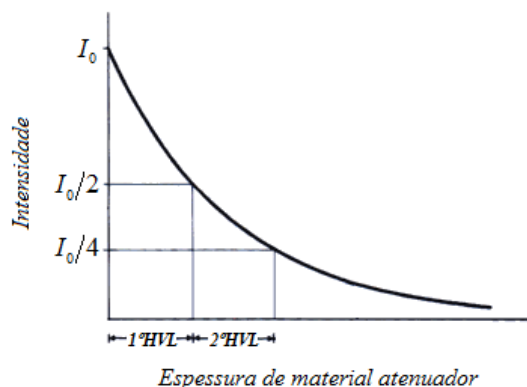


Figura B.1 – Representação gráfica da atenuação de um feixe de radiação monoenergético e da espessura semi-redutora – HVL (*half-value layer*). [GRA03]

O 1° HVL é a espessura de material atenuador que reduz a intensidade do feixe de radiação em 50% da sua intensidade inicial, e o 2° HVL é a espessura adicional de material que reduz o feixe para 25%. O coeficiente de homogeneidade, h é dado pela seguinte equação:

$$h = \frac{1^{\circ} \text{HVL}}{2^{\circ} \text{HVL}}$$

onde, o 1° HVL e 2° HVL, são dados, respectivamente e de acordo com o referido acima, pelas seguintes equações:

$$1^{\circ} \text{HVL} = -\frac{\ln(1/2)}{\mu} \quad 2^{\circ} \text{HVL} = -\frac{\ln(1/4)}{\mu} + \frac{\ln(1/2)}{\mu}$$

O coeficiente de homogeneidade de um feixe monoenergético é então:

$$h = \frac{-\ln(1/2)}{-\ln(1/4) + \ln(1/2)} = \frac{0,693}{1,386 - 0,693} = 1$$

Anexo C

Cálculo de Incertezas

Segundo o guia para a expressão da incerteza na medida da ISO, “Ao apresentar o resultado de uma medição de uma grandeza física, é obrigatório que alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado seja dada, para que aqueles que o utilizam tenham acesso ao seu nível de confiança. Sem essa indicação, os resultados das medições não podem ser comparados, entre si ou com valores de referência fornecidos em especificações ou normas. Por isso, é necessário que exista implementado, de fácil percepção e aceite na generalidade, um procedimento para caracterizar a qualidade do resultado de uma medição, ou seja, para avaliar e expressar a sua incerteza”.

Incerteza (de medida) é definida como o parâmetro associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos à grandeza medida. [ISO95]

A incerteza do resultado de uma medida reflecte o grau de desconhecimento do valor da mensurada. O resultado de uma medição após correcção dos erros sistemáticos conhecidos é ainda apenas uma estimativa, pois permanecem incertezas que decorrem de efeitos aleatórios e da imperfeição da própria correcção dos erros sistemáticos. [CAM00]

Segundo a ISO, a incerteza de uma medição deve ser agrupada em duas categorias, A e B, de acordo com o método utilizado para estimar os seus valores numéricos. Se o método de avaliação da incerteza for efectuado a partir da análise estatística de séries de observações repetidas, trata-se de uma *avaliação do tipo A (da incerteza)*. Se o método não se basear numa análise estatística de séries de observações, trata-se de uma *avaliação do tipo B (da incerteza)*.

Em muitos casos a mensurada Y não é medida directamente, sendo determinada a partir de N outras grandezas de entrada, X_1, X_2, \dots, X_N , através de uma relação funcional

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N) \quad (\text{C.1})$$

As grandezas X_i são sujeitas a correcções (ou factores de correcção). É necessário também ter em consideração outras fontes de variabilidade, tais como, diferentes observadores, instrumentos, amostras, laboratórios e diferentes instantes em que as observações foram

tomadas. Assim, esta equação de medição não deve ser considerada como a expressão de uma lei física, mas como a expressão de um processo de medição devendo, conseqüentemente, explicitar todas as incertezas que de uma forma significativa, contribuíram para o resultado da medição. Designando por y uma estimativa de Y , e por x_i uma estimativa de X_i , temos

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_N) \quad (\text{C.2})$$

Cada componente da incerteza da categoria A, que contribui para a incerteza do resultado da medição, é representada pelo desvio-padrão. É a designada **incerteza padrão** u_i . É igual ao valor positivo da raiz quadrada da variância u_i^2 . Esta componente de incerteza é representada pelo desvio padrão experimental s_i , estimado estatisticamente. Assim, $u_i = s_i$.

De um modo semelhante, uma componente da incerteza da categoria B é representada pela grandeza u_j que pode ser considerada uma aproximação ao correspondente desvio padrão. É igual ao valor positivo da raiz quadrada da variância u_j^2 que, por sua vez, é estimada a partir de uma distribuição de probabilidade assumida, tendo em consideração toda a informação disponível.

Assim, as designações A e B aplicam-se aos dois métodos distintos de avaliação de componentes de incerteza. Contudo, por conveniência, designa-se por **incerteza padrão do tipo A** uma incerteza padrão obtida por um método do tipo A; uma incerteza padrão obtida por um método do tipo B, designa-se **incerteza padrão do tipo B**.

Incerteza Padrão do Tipo A

Considere-se uma grandeza X_i , cujo valor é estimado a partir de N observações independentes X_{ik} , obtidas nas mesmas condições de medição. A melhor estimativa, x_i , deste conjunto é a média aritmética da amostra representada por

$$x_i = \bar{X}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N X_{ik} \quad (\text{C.3})$$

A incerteza padrão $u(x)$, a ser associada a x , é a estimativa do desvio padrão da média, ou

$$u(x_i) = s(\bar{X}_i) = \frac{s(X_{ik})}{\sqrt{N}} = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{k=1}^N (X_{ik} - \bar{X}_i)^2} \quad (\text{C.4})$$

$s(X_{ik})$ é o desvio padrão experimental do conjunto das N observações. A variância padrão é o quadrado da incerteza padrão.

Incerteza Padrão do Tipo B

Para uma estima de x_i de uma grandeza de entrada que não foi obtida a partir de observações repetidas, a variância estimada associada $u^2(x_i)$ ou a incerteza padrão $u(x_i)$ é avaliada com base em julgamento científico fundamentado em toda a informação disponível na possível variabilidade de X_i . O conjunto de informação pode conter:

- dados previamente adquiridos;
- experiência com, ou conhecimento geral do comportamento e propriedades de materiais relevantes e instrumentos;
- especificações de fabricantes;
- dados fornecidos por calibrações ou outros certificados;
- incertezas associadas a dados de referência obtidos da literatura.

Incerteza Padrão Combinada

A incerteza padrão de y , onde y é a estimativa da mensurada Y e conseqüentemente o resultado da medição, é obtida através da combinação apropriada das incertezas padrão das estimativas de entrada x_1, x_2, \dots, x_N . Esta incerteza padrão combinada da estimativa de y denota-se por $u_c(y)$. A incerteza padrão combinada $u_c(y)$ é a raiz quadrada positiva da variância combinada $u_c^2(y)$, que é dada por

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) \quad (\text{C.5})$$

onde f é a função dada na equação (C.1). Cada $u(x_i)$ é uma incerteza padrão do Tipo A ou Tipo B. A incerteza padrão combinada $u_c(y)$ é um desvio padrão estimado e caracteriza a dispersão dos valores que podem ser atribuídos à mensurada Y . Esta equação é designada de *Lei de Propagação de Incertezas*.

Incerteza Expandida

Embora $u_c(y)$ possa ser universalmente utilizada para expressar a incerteza de uma medição, em algumas aplicações é muitas vezes necessário indicar uma medida de incerteza que defina um intervalo em torno do resultado da medição em que se espera que contenha uma larga fracção da distribuição de valores que podem ser atribuídos à mensurada. Esta designa-se por incerteza expandida e é indicada como U . A incerteza expandida U é obtida multiplicando a incerteza padrão combinada $u_c(y)$ por um factor de cobertura k :

$$U = k u_c(y) \quad (\text{C.6})$$

O resultado de uma medição é então indicado como $Y = y \pm U$, no qual y é interpretado como sendo a melhor estimativa do valor atribuído à mensurada Y , e que de $y - U$ até $y + U$ é um intervalo em que se pode esperar que contenha uma grande fracção da distribuição de valores que podem razoavelmente ser atribuídos a Y .

Factor de Cobertura

O valor do factor de cobertura k é escolhido com base no nível de confiança exigido do intervalo $y - U$ até $y + U$. Geralmente, k estará entre 2 e 3. Uma vez que não é fácil determinar o nível de confiança, é muitas efectuada uma aproximação simples, na qual a distribuição de probabilidade caracterizada por y e $u_c(y)$ é normal e os graus de liberdade de $u_c(y)$ são de tamanho significativo. Neste caso, assume-se que $k=2$, produz um intervalo de confiança de aproximadamente 95%, e que $k=3$ produz um intervalo de confiança de aproximadamente 99%.

Anexo D

Tabelas de Distribuição Estatística

Table 6 ■ Values That Capture Specified Upper-Tail F Curve Areas 825

Table 6 Values That Capture Specified Upper-Tail F Curve Areas (Continued)

df ₂	Area	df ₁									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20	.10	2.97	2.59	2.38	2.25	2.16	2.09	2.04	2.00	1.96	1.94
	.05	4.35	3.49	3.10	2.87	2.71	2.60	2.51	2.45	2.39	2.35
	.01	8.10	5.85	4.94	4.43	4.10	3.87	3.70	3.56	3.46	3.37
	.001	14.82	9.95	8.10	7.10	6.46	6.02	5.69	5.44	5.24	5.08
21	.10	2.96	2.57	2.36	2.23	2.14	2.08	2.02	1.98	1.95	1.92
	.05	4.32	3.47	3.07	2.84	2.68	2.57	2.49	2.42	2.37	2.32
	.01	8.02	5.78	4.87	4.37	4.04	3.81	3.64	3.51	3.40	3.31
	.001	14.59	9.77	7.94	6.95	6.32	5.88	5.56	5.31	5.11	4.95
22	.10	2.95	2.56	2.35	2.22	2.13	2.06	2.01	1.97	1.93	1.90
	.05	4.30	3.44	3.05	2.82	2.66	2.55	2.46	2.40	2.34	2.30
	.01	7.95	5.72	4.82	4.31	3.99	3.76	3.59	3.45	3.35	3.26
	.001	14.38	9.61	7.80	6.81	6.19	5.76	5.44	5.19	4.99	4.83
23	.10	2.94	2.55	2.34	2.21	2.11	2.05	1.99	1.95	1.92	1.89
	.05	4.28	3.42	3.03	2.80	2.64	2.53	2.44	2.37	2.32	2.27
	.01	7.88	5.66	4.76	4.26	3.94	3.71	3.54	3.41	3.30	3.21
	.001	14.20	9.47	7.67	6.70	6.08	5.65	5.33	5.09	4.89	4.73
24	.10	2.93	2.54	2.33	2.19	2.10	2.04	1.98	1.94	1.91	1.88
	.05	4.26	3.40	3.01	2.78	2.62	2.51	2.42	2.36	2.30	2.25
	.01	7.82	5.61	4.72	4.22	3.90	3.67	3.50	3.36	3.26	3.17
	.001	14.03	9.34	7.55	6.59	5.98	5.55	5.23	4.99	4.80	4.64
25	.10	2.92	2.53	2.32	2.18	2.09	2.02	1.97	1.93	1.89	1.87
	.05	4.24	3.39	2.99	2.76	2.60	2.49	2.40	2.34	2.28	2.24
	.01	7.77	5.57	4.68	4.18	3.85	3.63	3.46	3.32	3.22	3.13
	.001	13.88	9.22	7.45	6.49	5.89	5.46	5.15	4.91	4.71	4.56
26	.10	2.91	2.52	2.31	2.17	2.08	2.01	1.96	1.92	1.88	1.86
	.05	4.23	3.37	2.98	2.74	2.59	2.47	2.39	2.32	2.27	2.22
	.01	7.72	5.53	4.64	4.14	3.82	3.59	3.42	3.29	3.18	3.09
	.001	13.74	9.12	7.36	6.41	5.80	5.38	5.07	4.83	4.64	4.48
27	.10	2.90	2.51	2.30	2.17	2.07	2.00	1.95	1.91	1.87	1.85
	.05	4.21	3.35	2.96	2.73	2.57	2.46	2.37	2.31	2.25	2.20
	.01	7.68	5.49	4.60	4.11	3.78	3.56	3.39	3.26	3.15	3.06
	.001	13.61	9.02	7.27	6.33	5.73	5.31	5.00	4.76	4.57	4.41
28	.10	2.89	2.50	2.29	2.16	2.06	2.00	1.94	1.90	1.87	1.84
	.05	4.20	3.34	2.95	2.71	2.56	2.45	2.36	2.29	2.24	2.19
	.01	7.64	5.45	4.57	4.07	3.75	3.53	3.36	3.23	3.12	3.03
	.001	13.50	8.93	7.19	6.25	5.66	5.24	4.93	4.69	4.50	4.35
29	.10	2.89	2.50	2.28	2.15	2.06	1.99	1.93	1.89	1.86	1.83
	.05	4.18	3.33	2.93	2.70	2.55	2.43	2.35	2.28	2.22	2.18
	.01	7.60	5.42	4.54	4.04	3.73	3.50	3.33	3.20	3.09	3.00
	.001	13.39	8.85	7.12	6.19	5.59	5.18	4.87	4.64	4.45	4.29

(Continued)

Figura D.1 – Valores de distribuição para um Teste F unilateral direito. [PEC08]

Table 7 Critical Values of q for the Studentized Range Distribution

Error df	Confidence level	Number of populations, treatments, or levels being compared							
		3	4	5	6	7	8	9	10
5	95%	4.60	5.22	5.67	6.03	6.33	6.58	6.80	06.99
	99%	6.98	7.80	8.42	8.91	9.32	9.67	9.97	10.24
6	95%	4.34	4.90	5.30	5.63	5.90	6.12	6.32	06.49
	99%	6.33	7.03	7.56	7.97	8.32	8.61	8.87	09.10
7	95%	4.16	4.68	5.06	5.36	5.61	5.82	6.00	06.16
	99%	5.92	6.54	7.01	7.37	7.68	7.94	8.17	08.37
8	95%	4.04	4.53	4.89	5.17	5.40	5.60	5.77	05.92
	99%	5.64	6.20	6.62	6.96	7.24	7.47	7.68	07.86
9	95%	3.95	4.41	4.76	5.02	5.24	5.43	5.59	05.74
	99%	5.43	5.96	6.35	6.66	6.91	7.13	7.33	07.49
10	95%	3.88	4.33	4.65	4.91	5.12	5.30	5.46	05.60
	99%	5.27	5.77	6.14	6.43	6.67	6.87	7.05	07.21
11	95%	3.82	4.26	4.57	4.82	5.03	5.20	5.35	05.49
	99%	5.15	5.62	5.97	6.25	6.48	6.67	6.84	06.99
12	95%	3.77	4.20	4.51	4.75	4.95	5.12	5.27	05.39
	99%	5.05	5.50	5.84	6.10	6.32	6.51	6.67	06.81
13	95%	3.73	4.15	4.45	4.69	4.88	5.05	5.19	05.32
	99%	4.96	5.40	5.73	5.98	6.19	6.37	6.53	06.67
14	95%	3.70	4.11	4.41	4.64	4.83	4.99	5.13	05.25
	99%	4.89	5.32	5.63	5.88	6.08	6.26	6.41	16.54
15	95%	3.67	4.08	4.37	4.59	4.78	4.94	5.08	05.20
	99%	4.84	5.25	5.56	5.80	5.99	6.16	6.31	06.44
16	95%	3.65	4.05	4.33	4.56	4.74	4.90	5.03	05.15
	99%	4.79	5.19	5.49	5.72	5.92	6.08	6.22	06.35
17	95%	3.63	4.02	4.30	4.52	4.70	4.86	4.99	05.11
	99%	4.74	5.14	5.43	5.66	5.85	6.01	6.15	06.27
18	95%	3.61	4.00	4.28	4.49	4.67	4.82	4.96	05.07
	99%	4.70	5.09	5.38	5.60	5.79	5.94	6.08	06.20
19	95%	3.59	3.98	4.25	4.47	4.65	4.79	4.92	05.04
	99%	4.67	5.05	5.33	5.55	5.73	5.89	6.02	06.14
20	95%	3.58	3.96	4.23	4.45	4.62	4.77	4.90	05.01
	99%	4.64	5.02	5.29	5.51	5.69	5.84	5.97	06.09
24	95%	3.53	3.90	4.17	4.37	4.54	4.68	4.81	04.92
	99%	4.55	4.91	5.17	5.37	5.54	5.69	5.81	05.92
30	95%	3.49	3.85	4.10	4.30	4.46	4.60	4.72	04.82
	99%	4.45	4.80	5.05	5.24	5.40	5.54	5.65	05.76
40	95%	3.44	3.79	4.04	4.23	4.39	4.52	4.63	04.73
	99%	4.37	4.70	4.93	5.11	5.26	5.39	5.50	05.60
60	95%	3.40	3.74	3.98	4.16	4.31	4.44	4.55	04.65
	99%	4.28	4.59	4.82	4.99	5.13	5.25	5.36	05.45
120	95%	3.36	3.68	3.92	4.10	4.24	4.36	4.47	04.56
	99%	4.20	4.50	4.71	4.87	5.01	5.12	5.21	05.30
∞	95%	3.31	3.63	3.86	4.03	4.17	4.29	4.39	04.47
	99%	4.12	4.40	4.60	4.76	4.88	4.99	5.08	05.16

(Continued)

Figura D.2 – Valores críticos de q , para uma Distribuição Studentized. [PEC08]