



Mário João Fartaria de Oliveira

Licenciado em Ciências da Engenharia Biomédica

Estudos Dosimétricos em Radiodiagnóstico

Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Doutor Carlos Manuel Azevedo de Sousa Oliveira

Instituto Tecnológico e Nuclear

Co-orientador: Mestre João Vítor da Silva Cardoso

Instituto Tecnológico e Nuclear

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca

Arguente: Prof. Doutor João Duarte Neves Cruz

Vogais: Doutor Carlos Manuel Azevedo de Sousa Oliveira

Mestre João Vítor da Silva Cardoso

Copyright©2011 - Todos os direitos reservados. Mário João Fartaria de Oliveira. Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa. A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

À minha mãe,
Catarina Fartaria

Agradecimentos

Começo por agradecer ao Dr. Carlos Oliveira, ao Mestre João Cardoso e ao Sr. Luís Santos pelo excelente acompanhamento durante a realização deste trabalho. A transmissão de conhecimentos, as sugestões, o apoio e a sua dedicação foram elementos fulcrais para o desenvolvimento deste trabalho, para além, de proporcionarem um excelente ambiente de trabalho o que, facilitou muito a minha integração.

Em segundo lugar agradeço ao Instituto Tecnológico e Nuclear, que me acolheu durante estes meses e me possibilitou a realização desta Dissertação. Um agradecimento especial ao pessoal do Departamento de Protecção e Segurança Radiológica pela simpatia e camaradagem. Não esquecendo o grupo maravilha dos almoços, Vanessa Pereira, Milene Bação e Joana Madureira.

A intervenção do Marcelo Santos, Tânia Pereira e Margarida Caldeira foram essenciais à realização deste trabalho. Obrigado pelos esclarecimentos e pelo vosso precioso tempo.

Agradeço aos amigos de Engenharia Biomédica, Luís Ribeiro, Rui Santos, Catarina Vaz, Rita Bicho, Mariana Baptista, Ana Valente, Cátia Rocha, Catarina Runa e Ana Fé pelo companheirismo, amizade e valiosos conselhos. Em especial e não esquecendo, agradeço à minha grande amiga Joana Pereira por duplicar as minhas alegrias e dividir as minhas tristezas ao longo destes 5 anos.

À Mélanie Coelho, Judite Ribeiro e Cristiana Pinheiro, agradeço os mimos em casa após os intensivos dias de trabalho.

Aos meus grandes e imparáveis amigos Cátia Gonçalves, Mara Gonçalves, Pedro Rito e Inês Rodrigues agradeço sobretudo a paciência. A vossa presença, compreensão e as diversas “surpresas” foram a maior força para a realização deste trabalho.

Finalizo com um agradecimento a toda a minha família, ao meu pai, Artur Oliveira, às minhas irmãs, Marta Oliveira e Ana Oliveira e aos meus avós que contribuíram para a minha educação e que me proporcionaram excelentes momentos na vida. Em especial, agradeço à minha grande mãe, Catarina Fartaria, a quem dedico todo este trabalho, pois sem ela nada disto seria possível.

Resumo

A maior contribuição para a dose no conjunto de exposições, da população a fontes de radiação ionizantes produzidas pelo homem, provem de exames médicos de radiodiagnóstico. A frequência de exames radiológicos e a dose de radiação recebida pelos pacientes, em cada exame, tem merecido a atenção dos profissionais de saúde e das entidades de protecção e segurança radiológica. No sentido de determinar as doses associadas aos vários exames e os respectivos procedimentos, foi recentemente emitido pela Agência Internacional da Energia Atómica um código de práticas (TRS 457), útil em laboratórios de dosimetria e em hospitais.

Neste contexto, a dosimetria assume uma importância central. A mensuranda é o kerma no ar, e a sua medição é realizada com recurso a instrumentos adequados tais como câmaras de ionização, entre outros, com calibração rastreável a um padrão primário. Em Portugal, o laboratório responsável pelo controlo metrológico de dosímetros é o Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) do Instituto Tecnológico e Nuclear (ITN). O objectivo principal deste trabalho foi a realização da dosimetria dos feixes das várias qualidades de radiação do radiodiagnóstico, tais como, as RQR e RQA, aplicadas ao diagnóstico convencional, as RQT, aplicadas à tomografia computadorizada, e as qualidades definidas pelo *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM), aplicadas à mamografia. Consequentemente foram estabelecidos os procedimentos mais adequados à calibração dos dosímetros utilizados em meio clínico. Foi estudado em particular, o melhor método para a calibração de câmaras de ionização do tipo lápis, dosímetros utilizados na tomografia computadorizada. Os resultados obtidos sugerem que a irradiação da câmara a 50% do seu comprimento sensível, é a melhor opção para a realização da calibração deste tipo de câmaras.

Os resultados obtidos permitem ao LMRI estar em condições de participar numa comparação interlaboratorial das qualidades estudadas.

PALAVRAS CHAVE: Raios X; Dosimetria; Radiodiagnóstico; Calibração; Kerma no ar.

Abstract

The population's exposure to ionizing radiation, due to medical radiological examinations, is the biggest contribution for the dose in the group of radiation exposure sources produced by man-kind. The frequency of radiological examinations and the radiation dose received by patients, in each exam, has brought attention to health professionals and entities of radiological protection and safety. In order to determine the doses of the various tests and the respective procedures, a code of practice (TRS 457) has recently been issued by the International Atomic Energy Agency, useful for dosimetry laboratories and hospitals.

In this context, dosimetry assumes great importance. The measurement is the air kerma, and its performed using appropriated tools such as ionizing chambers, among others, with traceable calibration to a primary standard. In Portugal, the laboratory responsible for the metrological control of dosimeters is the Laboratory of Metrology of Ionizing Radiation (LMRI) of the Nuclear and Technological Institute (ITN). The aim of this study was the dosimetry of beams from various qualities of radiation of diagnostic radiology, such as, RQR and RQA applied to the conventional diagnosis, the RQT, applied to computed tomography and the qualities defined by the Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), applied to mammography. Consequently, more suitable procedures for the calibration of dosimeters used in clinical environment were established. The best method for the calibration of pencil chambers, dosimeters used in computed tomography, was studied in particular. The results suggest that irradiation of the chamber to 50% of its sensitive length, is the best option for carrying out the calibration of such chambers.

The results obtained grant that the LMRI is able to participate in an interlaboratory comparison of the qualities studied.

KEY-WORDS: X-ray, Dosimetry, Diagnostic radiology; Calibration; Air kerma.

Lista de Acrónimos

BIPM	Bureau International des Poids et Mesures
CCRI	Consultative Committee for Ionizing Radiation
CSDA	Continuous Slowing Down Approximation
CTDI	Computed Tomography Dose Index
HVL	Half Value Layer
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IEC	International Electrotechnical Commission
ISO	International Organization for Standardization
ITN	Instituto Tecnológico e Nuclear
Kerma	Kinetic Energy Released in Material
LET	Linear Energy Transfer
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
NIST	National Institute of Standards and Technology
PSDL	Primary Standards Dosimetry Laboratories
PTB	Physikalisch Technische Bundesanstalt
RQA	Radiation Qualities based on a Phantom made up of an aluminum Added Filter
RQR	Radiation Qualities in Radiation Beams emerging from the X-ray Source Assembly

RQT	Radiation Qualities based on copper Added Filter
SSDL	Secondary Standards Dosimetry Laboratories
TC	Tomografía Computadorizada
TRS	Technical Reports Series
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

Índice

Agradecimentos	vi
Resumo	viii
Abstract	x
Lista de Acrónimos	xii
1 Introdução	1
2 Fundamentos Teóricos	3
2.1 Interação da Radiação com a Matéria	3
2.1.1 Interação dos Fotões com a Matéria	3
2.1.1.1 Lei do inverso do quadrado da distância	4
2.1.1.2 Secção Eficaz e Atenuação dos Fotões	4
2.1.1.3 Processos de interação relevantes em Radiodiagnóstico	6
2.1.1.3.1 Efeito Fotoeléctrico	7
2.1.1.3.2 Efeito de Compton	8
2.1.1.3.3 Dispersão de Rayleigh	10
2.1.2 Interação de Electrões com a Matéria	11
2.1.2.1 Poder de Paragem	12
2.1.2.2 Alcance	13
2.1.2.3 Emissão de <i>Bremsstrahlung</i>	14
2.1.2.4 Colisões Suaves	15
2.1.2.5 Colisões <i>Knock-On</i>	15
2.2 Dosimetria das Radiações	15
2.2.1 Grandezas Físicas	16
2.2.1.1 Fluxo, \dot{N}	16
2.2.1.2 Fluência, ϕ	17
2.2.1.3 Kerma, K	17
2.2.1.4 Exposição, X	18
2.2.2 Grandezas Dosimétricas	18

2.2.2.1	Dose absorvida, D	19
3	Instrumentação	21
3.1	Fontes de Radiação Ionizante	21
3.1.1	Componentes da Ampola de Raios X	21
3.1.1.1	Cátodo	22
3.1.1.2	Ânodo	22
3.1.2	Produção de Raios X	23
3.1.3	Espectro de Emissão dos Raios X	23
3.1.3.1	Potencial da Ampola	23
3.1.3.2	Corrente no Filamento	25
3.1.3.3	Material do Ânodo	26
3.1.3.4	Filtração	26
3.1.4	Efeito Anódico	31
3.1.5	Caracterização das Qualidades de Radiação	31
3.1.5.1	<i>Half Value Layer - HVL</i>	32
3.1.5.2	Coeficiente de Homogeneidade	32
3.1.5.3	Quociente $\frac{K(HVL1)}{K(0)}$	32
3.2	Detectores de Radiação	32
3.2.1	Produção de Pares electrão-ião	33
3.2.2	Regiões de Operação dos Detectores Gasosos.	34
3.2.2.1	Região de Recombinação	34
3.2.2.2	Região de Ionização	35
3.2.2.3	Região Proporcional	35
3.2.2.4	Proporcionalidade Limitada	35
3.2.2.5	Região <i>Geiger-Mueller</i>	35
3.2.2.6	Região de Descarga Contínua	35
3.2.3	Câmaras de Ionização	36
3.2.3.1	Câmara Cilíndrica	36
3.2.3.2	Câmara de Placas Paralelas	37
3.2.3.3	Câmara de Ionização do tipo Lápis	37
4	Calibração de Câmaras para Radiodiagnóstico. Caracterização dos Equipamentos. Procedimentos.	39
4.1	Introdução	39
4.2	Calibração de Dosímetros	39
4.2.1	Normas Internacionais e outras Referências	40
4.2.1.1	Norma IEC 61267	41
4.2.1.2	Código da prática para a dosimetria em radiodiagnóstico, TRS 457, IAEA	41

4.2.1.3	ICRU 74	41
4.2.1.4	Norma IEC 61674	42
4.3	Instalações e Equipamentos utilizados	42
4.3.1	Ampola de Raios X	42
4.3.2	Filtração	43
4.3.3	Calibração de dosímetros aplicados à Mamografia	45
4.3.4	Detector de Radiação	47
4.4	Procedimentos	49
4.4.1	Caracterização do Perfil do Campo de Radiação	49
4.4.2	Dosimetria das Qualidades de Radiação	50
4.4.2.1	Mamografia	50
4.4.2.2	Diagnóstico Convencional	51
4.4.2.3	Tomografia Computadorizada	52
4.4.3	Métodos de Calibração de Câmaras de Ionização do tipo Lápis	53
4.4.4	Testes metrológicos a uma Câmara aplicada à Dosimetria em TC	55
4.5	Incertezas	55
5	Resultados Experimentais	61
5.1	Caracterização do Perfil do Campo de Radiação	61
5.1.1	Mamografia	61
5.1.2	Diagnóstico Convencional e TC	68
5.2	Dosimetria das Qualidades de Radiação	69
5.2.1	Mamografia	70
5.2.2	Diagnóstico Convencional e TC	73
5.3	Métodos de Calibração de Câmaras de Ionização do tipo Lápis	77
5.4	Testes metrológicos a uma Câmara aplicada à dosimetria em TC	83
6	Conclusão	85
	Bibliografia	86
A	Dosimetria das Qualidades de Radiação	95
A.1	Com aplicação em Mamografia	95
A.2	RQR's	98
A.3	RQT	102
B	Projectos	105
B.1	Colimadores utilizados na dosimetria das qualidades de radiação aplicadas à Mamografia, ao diagnóstico convencional e à TC	105
B.2	Colimador para calibração de dosímetros utilizados em TC	106

C	Radiografias do Campo de Radiação	109
C.1	Qualidade de referência em Mamografia	109
C.2	Qualidade de referência RQR5	110
C.3	Qualidade de referência RQT9 para diferentes dimensões da abertura do colimador	111
D	Certificados de Calibração	113
D.1	Certificado de Calibração emitido pelo BIPM	113
D.2	Certificados de Calibração emitidos pela IAEA	116
E	Exemplo do cálculo de Incertezas	121

Lista de Figuras

2.1	Esquema dedicado ao estudo da noção de secção eficaz e coeficiente linear de atenuação. 1- Feixe incidente; 2- Radiação emergente; 3- Alvo; 4- Centro de dispersão; 5- Área frontal do material exposta ao feixe de radiação.	4
2.2	Coeficientes mássicos de atenuação da água em função da energias dos fotões. a) Energias dos fotões entre 0,01 e 100 MeV. b) Energias dos fotões entre 0,02 e 0,15 MeV (gama de energias no radiodiagnóstico). Adaptado de [NIST 2011].	6
2.3	Representação esquemática do efeito fotoeléctrico. Adaptado de [Podgorsak 2010]. . .	7
2.4	Representação esquemática do efeito de Compton. Adaptado de [Podgorsak 2010]. . .	9
2.5	Secção eficaz diferencial, $\frac{d(\sigma_{Compton})}{d\Omega}$ [$10^{-26} cm^2/electrão/esterradiano$], para o efeito de Compton dos fotões com energia $\varepsilon = \frac{h\nu}{m_e c^2}$ em função do ângulo de dispersão φ . Adaptado de [Dresner 1965].	10
2.6	Representação esquemática da dispersão de Rayleigh. Adaptado de [Podgorsak 2010]. .	11
2.7	Diferentes tipos de colisão do electrão com o átomo. Adaptado de [Podgorsak 2010]. . .	12
2.8	Poder de paragem radioactivo e de colisão para electrões em materiais absorvedores em Carbono, Cobre e Chumbo [Attix 1986].	13
2.9	Representação da diferença entre os conceitos de alcance e alcance projectado para um electrão individual. P representa a distância total do caminho efectuado pelo electrão desde a entrada no material em A até à sua paragem em B. t_f não corresponde necessariamente à profundidade onde termina a paragem (ponto B) [Attix 1986].	14
2.10	Fluxograma que relaciona os tipos de grandezas utilizadas em Dosimetria e modos de obtenção. Adaptado de [de Lima 2005].	16
3.1	Representação esquemática do exterior, a), e interior, b), de uma ampola de raios X com ânodo fixo. A - Invólucro em chumbo; B - Janela da ampola; C - Invólucro exterior; 1 - Ânodo (placa de tungsténio acoplada a cobre); 2 - Eléctrodo de focagem e filamento; 3 - Feixe de electrões; 4 - Feixe de radiação primário; 5 - Sistema de refrigeração; 6 - Ampola em vidro. Adaptado de [de Lima 2005].	22
3.2	a) Esquema simplificado de emissões características das séries K e L do Tungsténio, com os valores das energias de ligação. b) Espectro característico de raios X. Adaptado de [de Lima 2005].	24

3.3	Espectro de emissão típico de uma ampola com ânodo de tungsténio e tensão aplicada de 100 kV. Apresentação do espectro teórico de <i>Bremsstrahlung</i> . Adaptado de [Podgorsak 2010].	24
3.4	Curvas da intensidade do feixe por unidade de energia dos fotões $\frac{dI}{dE}$ em função da energia dos fotões E para tensões na ampola de 120 e 60 kV para uma corrente no filamento constante. Adaptado de [de Lima 2005].	25
3.5	Curvas da intensidade do feixe por unidade de energia dos fotões $\frac{dI}{dE}$ em função da energia dos fotões E para correntes no filamento de 100 e 200 mA e tensão constante na ampola. Adaptado de [de Lima 2005].	25
3.6	Espectros de emissão de ampolas de raios X com ânodos de diferentes materiais. Adaptado de [Limede 2010].	26
3.7	Intensidade dos fotões por unidade de energia dos fotões em função da energia dos fotões. E_m representa a energia máxima dos fotões do feixe. Curva 1 - espectro de raios X no ânodo sem nenhum tipo de filtração. Curva 2 - espectro à superfície do ânodo. Curva 3 - espectro à saída do tubo sem filtração adicional. Curva 4 - espectro com filtração adicional. Curva 5 - espectro do feixe emergente do paciente [de Lima 2005].	27
3.8	Coeficiente mássico de atenuação do alumínio em função da energia dos fotões com destaque para energias utilizadas em radiodiagnóstico. Adaptado de [NIST 2011].	28
3.9	Coeficiente mássico de atenuação do cobre em função da energia dos fotões com destaque para energias utilizadas em radiodiagnóstico. Adaptado de [NIST 2011].	29
3.10	Coeficiente mássico de atenuação do molibdénio em função da energia dos fotões com destaque para energias utilizadas em mamografia. Adaptado de [NIST 2011].	30
3.11	Efeito da descontinuidade K através de um filtro de 0,03 mm de Mo no espectro de energia dos raios X com ânodo em Mo para tensões anódicas de 30 keV [de Lima 2005].	30
3.12	a) Variação da intensidade do feixe de radiação ao longo do eixo longitudinal. b) Diferentes percursos dos fotões produzidos num ânodo com grande inclinação. Adaptado de [WHS 2011].	31
3.13	Representação esquemática do funcionamento de um detector de radiação [de Lima 2005].	33
3.14	Modos de operação dos detectores para diferentes tensões de polarização. As duas curvas correspondem a feixes de radiação incidentes com diferentes energias (E_1 e E_2) [Ahmed 2007].	34
3.15	a) Câmara de ionização cilíndrica PTW - 23331. b) Representação esquemática de uma câmara cilíndrica [TRS 2007].	36
3.16	a) Câmara de ionização de placas paralelas PTW- 34069. b) Representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas: 1- eléctrodo de polarização; 2- eléctrodo de medição; 3- eléctrodo de guarda; a- diâmetro do eléctrodo polarizador; b- diâmetro do eléctrodo de medição; c- largura do eléctrodo de guarda; d- altura da cavidade de ar [TRS 2007].	37

3.17 a) Câmara de ionização do tipo lápis PTW-77336. b) Representação esquemática de uma câmara do tipo lápis [TRS 2007].	38
4.1 Sistema Internacional de Medidas para a metrologia da radiação ionizante. As linhas a tracejado indicam as intercomparações de padrões primários e secundários [TRS 2007].	40
4.2 Espectro de emissão de raios X de ampolas com ânodos em tungstênio (cima) e ânodos em molibdênio (baixo) para uma tensão de 28 kV e uma filtração adicional com 0,06 mm (cima) e 0,03 mm (baixo) de molibdênio. Adaptado de [Witzani 2004].	46
4.3 Coeficientes de calibração para a câmara de ionização Extradin A11TW-30061 calibrada com diferentes qualidades de radiação no PTB (ânodo e filtração em molibdênio) e no BIPM (ânodo em tungstênio e filtração em molibdênio). Adaptado de [Kessler 2007].	46
5.1 Esquema da montagem experimental utilizada na medição do perfil de campo de radiação para a qualidade de radiação de referência em mamografia. 1 - Ampola de Raios X; 2 - Janela da ampola de raios X; 3 - Filtração adicional (0,06 mm de Molibdênio); 4 - Colimador com determinada abertura; 5 - Feixe de Radiação; 6 - Câmara de Ionização PTW-23332 posicionada a 500 mm da janela da ampola de raios X.	62
5.2 Representação normalizada dos perfis de campo de radiação para colimadores com aberturas de diferentes diâmetros.	62
5.3 Diâmetros dos campos de radiação em função do diâmetro da abertura de colimadores para a qualidade de radiação de referência com aplicação em mamografia.	63
5.4 Determinação do foco do feixe de radiação através do teorema de Tales.	64
5.5 Estudo geométrico na determinação do diâmetro da abertura do colimador para um campo de radiação com 85 mm de diâmetro.	65
5.6 Representação normalizada do perfis de campo de radiação, com utilização do novo colimador. Perfis obtidos a partir de medidas efectuadas com uma câmaras de ionização e por densitometria óptica de uma radiografia (apêndice C) do campo para varrimentos horizontal e vertical.	65
5.7 Representação normalizada do perfil de dois campos de radiação (varrimento horizontal) para colimadores com aberturas de diâmetros diferentes.	66
5.8 Representação esquemática do deslocamento do colimador e o conseqüente deslocamento do campo de radiação.	67
5.9 Representação normalizada do perfis de campo de radiação, com utilização do novo colimador deslocado 2 mm. Perfis obtidos a partir de medidas efectuadas com uma câmaras de ionização e por densitometria óptica de uma radiografia (apêndice C) para varrimentos horizontal e vertical com indicação do diâmetro do campo de radiação	67

5.10	Esquema da montagem experimental utilizada na obtenção de uma radiografia do campo de radiação para a qualidade de radiação de referência em diagnóstico convencional. 1 - Foco da ampola de Raios X; 2 - Filtração em Alumínio; 3 - Colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro; 4 - Feixe de Radiação 5 - Filme radiográfico a 1000 mm do foco da ampola de raios X.	68
5.11	Representação normalizada do perfis de campo de radiação a 1 m do foco da ampola, com utilização de um colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro. Perfis obtidos a partir de medidas efectuadas por densitometria óptica de uma radiografia (apêndice C) do campo para varrimentos horizontal e vertical.	69
5.12	Esquema da montagem experimental utilizada na dosimetria das qualidades de radiação que simulam os feixes emergentes da ampola em mamografia.. 1 - Ampola de Raios X; 2 - Janela da ampola de raios X; 3 - Filtração adicional (0,06 mm de Molibdénio); 4 - Colimador com abertura de 18,2 mm de diâmetro; 5 - Câmara Monitor; 6 - Feixe de Radiação; 7 - Câmara de Ionização PTW-34069 posicionada a 500 mm da janela da ampola de raios X.	70
5.13	Gráficos dos factores de calibração em função da tensão (lado esquerdo) e do HVL (lado direito) utilizados na determinação dos coeficientes de calibração para tensões na ampola de 25 e 30 kV não emitidos no certificado de calibração do BIPM.	71
5.14	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação de referência em mamografia (tensão de 28 kV na ampola).	72
5.15	Esquema da montagem experimental utilizada na dosimetria das qualidades de radiação RQR, RQA e RQT. Câmara de Ionização posicionada a 1000 mm do foco da ampola de raios X. 1- Ampola de Raios X; 2- Filtração adicional com diferentes espessuras e materiais consoante a qualidade de radiação; 3- Colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro ; 4- Câmara Monitor; 5- Feixe de Radiação; 6- Câmara de Ionização PTW-34069	73
5.16	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação de referência, RQR5.	74
5.17	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação de referência, RQA5.	75
5.18	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação de referência, RQT9.	75
5.19	a) Valores de kerma no ar da dosimetria realizada para algumas qualidades RQR e RQT no plano de referência. A dosimetria foi realizada para diferentes valores da dimensão do campo e de potencial eléctrico aplicado à câmara de ionização. b) Razão entre as duas dosimetrias realizadas, dosimetria2 (−200V e 10 cm) e dosimetria1 (+200V e 15 cm).	76

5.20	Representação normalizada dos perfis de campo de radiação, ao longo do eixo da câmara de ionização, para a diferentes aberturas da fenda do colimador. Perfis de campo obtidos por densitometria óptica de diferentes radiografias (apêndice C).	77
5.21	Representação normalizada do perfil do campo de radiação, ao longo do eixo da câmara de ionização, para uma abertura de 7,5 cm da fenda do colimador. Representação do peso da radiação dispersa pela área da integração da curva desde o ponto da extremidade da câmara até ao ponto da borda da abertura do colimador.	78
5.22	Esquema da montagem experimental utilizada no estudo dos métodos de calibração de câmaras do tipo lápis. 1 - Foco da ampola de raios X; 2 - Filtração adicional correspondente à qualidade de radiação RQT9; 3 - Colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro; 4 - Câmara monitor; 5 - Colimador com abertura de dimensão variável; 6 - Feixe de radiação colimado; 7 - Câmara de Ionização do tipo lápis posicionada a 1000 mm do foco da ampola de raios X.	78
5.23	Valores da carga por unidade monitor medidos pela câmara de ionização PTW 77336 em função da dimensão da abertura da fenda rectangular do colimador. Recta ajustada a todos os pontos excepto para a abertura de 15 cm.	79
5.24	Factores de calibração de kerma no ar comprimento em função da largura da fenda do colimador.	80
5.25	Leituras do electrómetro da carga medida pela câmara de ionização em diferentes posições da câmara de ionização para aberturas de dimensão fixa do colimador.	81
5.26	Coeficientes de calibração de kerma no ar comprimento em diferentes posições da câmara de ionização para aberturas de dimensão fixa do colimador.	81
5.27	Comparação dos dois tipos de métodos utilizados no estudo da calibração de câmaras do tipo lápis.	82
5.28	Factores de Correção para o electrómetro dali CT e da câmara a 20%, 50% e 90% da escala e correspondente valor médio.	83
A.1	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 23 kV.	95
A.2	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 25 kV.	96
A.3	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 30 kV.	96
A.4	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 35 kV.	97
A.5	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 40 kV.	97

A.6	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 50 kV.	98
A.7	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR2.	98
A.8	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR3.	99
A.9	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR4.	99
A.10	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR6.	100
A.11	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR7.	100
A.12	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR8.	101
A.13	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR9.	101
A.14	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR10.	102
A.15	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQT8.	102
A.16	Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQT10.	103
B.1	a) Fotografia do colimador e seu suporte construído nas oficinas do ITN. b) Projecto em 3D do colimador e seu suporte.	108
C.1	Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência em mamografia. Tempo de exposição igual a 60s e corrente na ampola de 2mA. Colimador na primeira posição.	109
C.2	Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência em mamografia. Tempo de exposição igual a 60s e corrente na ampola de 2mA. Colimador deslocado.	109
C.3	Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQR5. Tempo de exposição igual a 15s e corrente na ampola de 2mA. Colimador com diâmetro de abertura igual a 17,25 mm.	110
C.4	Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQR5. Tempo de exposição igual a 15s e corrente na ampola de 5mA. Colimador com diâmetro de abertura igual a 11,4 mm.	110
C.5	Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQT9. Tempo de exposição igual a 3s e corrente na ampola de 1mA. Colimador de fenda rectangular totalmente aberta.	111
C.6	Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQT9. Tempo de exposição igual a 5s e corrente na ampola de 2mA. Colimador de fenda rectangular com uma abertura de 7,5cm.	111
C.7	Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQT9. Tempo de exposição igual a 3s e corrente na ampola de 1mA. Colimador de fenda rectangular com uma abertura de 4cm.	111
C.8	Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQT9. Tempo de exposição igual a 5s e corrente na ampola de 2mA. Colimador de fenda rectangular com uma abertura de 2cm.	111

Lista de Tabelas

3.1	Filtração utilizada na simulação dos feixes para as diferentes qualidades de radiação de radiodiagnóstico.	28
4.1	Valores dos parâmetros estabelecidos pela norma IEC 61267 e valores obtidos no LMRI para as qualidades de radiação RQR [Limede 2010].	44
4.2	Valores da filtração adicional utilizada na obtenção de HVL no LMRI comparativamente aos valores de HVL da norma IEC 61267 para a qualidade de radiação RQA [Limede 2010].	44
4.3	Valores da filtração adicional utilizada na obtenção de HVL no LMRI comparativamente aos valores de HVL da norma IEC 61267 para a qualidade de radiação RQT [Limede 2010].	44
4.4	Valores da filtração adicional utilizada na obtenção de HVL no LMRI comparativamente aos valores de HVL do BIPM para qualidades de radiação utilizadas em Mamografia [Góis 2011].	45
4.5	Condições de referência e condições padrão que influenciam o desempenho de um detector de Radiação. Apresentação das qualidades de referência para as três técnicas de radiodiagnóstico [IEC b].	48
4.6	Especificações recomendadas para os dosímetros de referência em diagnóstico convencional, TC e mamografia [TRS 2007].	48
5.1	Diâmetros dos campos de radiação para colimadores com aberturas de diferentes diâmetros.	63
5.2	Valores dos coeficientes de calibração calculados pelas equações de ajuste das curva da Figura 5.13.	71
5.3	Potencial da ampola, filtração adicional, <i>HVL</i> , dose no ponto de referência e incerteza associada para as qualidades de radiação com aplicação em mamografia. Parâmetros importantes para a calibração de dosímetros sobretudo o valor do dose no ponto de referência expresso em kerma no ar por unidade monitor	72
5.4	Potencial da ampola, filtração adicional, <i>HVL</i> , dose no ponto de referência e incerteza associada para as qualidades de radiação RQR. Parâmetros importantes para a calibração de dosímetros sobretudo o valor do dose no ponto de referência expresso em kerma no ar por unidade monitor.	74

5.5	Potencial da ampola, filtração adicional, <i>HVL</i> , dose no ponto de referência e incerteza associada para as qualidades de radiação RQR5. Parâmetros importantes para a calibração de dosímetros sobretudo o valor do dose no ponto de referência expresso em kerma no ar por unidade monitor.	76
5.6	Potencial da ampola, filtração adicional, <i>HVL</i> , dose no ponto de referência e incerteza associada para as qualidades de radiação RQT. Parâmetros importantes para a calibração de dosímetros sobretudo o valor do dose no ponto de referência expresso em kerma no ar por unidade monitor.	76
5.7	Factores de Correção para o electrómetro dali CT e da câmara para as qualidades de radiação RQT.	83
5.8	Valores dos erros relativos intrínsecos para as qualidades RQT no teste de verificação metrológica da câmara de ionização do tipo lápis.	84
E.1	Tabela do registo de valores das medições efectuadas na determinação do valor de kerma no ar no plano de referência para a qualidade RQR5.	121
E.2	Balanço da incerteza do valor da carga corrigida (M_1).	124
E.3	Balanço da incerteza do valor da carga monitor corrigida (U_1).	124
E.4	Balanço da incerteza do valor de kerma no ar no plano de referência para a qualidade de radiação RQR5.	125
E.5	Incerteza Expandida e Incerteza Relativa do valor de kerma no ar no plano de referência para a qualidade RQR5.	125

Capítulo 1

Introdução

A possibilidade de observação de estruturas anatómicas internas através de imagem, da maneira menos invasiva possível, constitui um dos maiores avanços da engenharia aplicada à medicina. O radiodiagnóstico é uma das áreas que permite a obtenção destas imagens que, através de uma análise posterior, permitem a obtenção de um diagnóstico do paciente. Uma das desvantagens das técnicas de radiodiagnóstico é a utilização de radiação ionizante. No entanto, sendo as exposições clinicamente justificadas, os claros benefícios para a saúde do paciente superam os eventuais riscos da utilização deste tipo de radiação [Wall 2004].

A utilização da radiação ionizante em aplicações médicas constitui a maior fonte de exposição da população à radiação artificial. Devido a este facto, nos últimos anos foram emitidos protocolos que estabelecem procedimentos, grandezas e unidades em dosimetria, no sentido de controlar as exposições dos pacientes. Em 2007, a IAEA emitiu um código de práticas (TRS 457), que estabelece os procedimentos a adoptar na dosimetria em radiodiagnóstico. Na realização da dosimetria são utilizados dosímetros e estes devem estar calibrados com rastreabilidade a um padrão primário [TRS 2007]. A nível nacional compete ao Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI), enquanto laboratório nacional reconhecido pelo Instituto Português da Qualidade, garantir a rastreabilidade dessas calibrações. O presente trabalho tem como objectivo principal a definição dos protocolos necessários para a calibração dos dosímetros utilizados na radiografia convencional (excluindo a radiografia dental), na mamografia e na tomografia computadorizada.

As diferentes qualidades de radiação têm o intuito de simular os feixes de radiação utilizados nos vários contextos. Estas qualidades são estabelecidas pela Norma IEC 61267. Em diagnóstico convencional, são utilizadas as qualidades RQR, que simulam os feixes emitidos pelas ampolas de raios X e as RQA, que simulam os feixes atenuados emergentes dos pacientes. Em tomografia computadorizadas são utilizadas as qualidades RQT que simulam os feixes não atenuados emitidos pelos tomógrafos. Relativamente à mamografia, não foram utilizadas as qualidades de radiação especificadas pela Norma IEC 61267,

pois esta exige a utilização de uma ampola com ânodo em molibdénio, e o LMRI apenas possui ampolas com ânodo em tungsténio. No entanto, foram utilizadas as qualidades de radiação estipuladas pelo BIPM, que utiliza ampolas com ânodo em tungsténio. O primeiro passo, realizado em trabalhos anteriores, consistiu na caracterização das diferentes qualidades de radiação através da medição do HVL e determinação do coeficiente de homogeneidade, segundo os procedimentos descritos na Norma IEC 61267. O segundo passo, realizado neste trabalho, consistiu na dosimetria dos feixes. Com o objectivo de assegurar a qualidade metrológica na dosimetria, foram seguidos os procedimentos descritos pelo código de práticas TRS 457. Visto que a calibração dos dosímetros, câmaras de ionização do tipo lápis, aplicados à TC exigem um método especial foram realizados estudos no sentido de estabelecer o melhor método a adoptar na sua calibração.

Com este trabalho, o LMRI estará nas condições de realizar uma comparação interlaboratorial dos resultados obtidos. Após o reconhecimento internacional dos resultados, o laboratório estará pronto a receber dosímetros de clínicas e hospitais para efectuar o controlo metrológico. Este serviço permitirá aos hospitais determinar com maior exactidão a dose, associada aos exames em radiodiagnóstico, a que os pacientes são expostos.

De forma a entender a física associada aos vários processos que ocorrem na utilização de raios X, começo por expor os mecanismos de interacção da radiação com a matéria no capítulo 2. Neste capítulo, serão descritos todos os processos de interacção dos fotões com a matéria, bem como dos electrões, sendo estes últimos os responsáveis pela deposição de energia. Serão, também, definidas as grandezas e unidades utilizadas na medição da radiação ionizante. No capítulo 3, será evidenciada a principal instrumentação utilizada na realização do trabalho e será feita uma descrição pormenorizada da ampola de raios X, bem como das câmaras de ionização utilizadas na detecção da radiação. O capítulo 4 será dedicado à importância da calibração dos dosímetros. Neste capítulo, será ainda referido a problemática da calibração de dosímetros, aplicados a mamografia, com recurso a ampolas com ânodo em tungsténio. Ainda neste capítulo é tratado o procedimento experimental utilizado neste trabalho. Serão descritos os métodos utilizados na dosimetria das várias qualidades de radiação, bem como o estudo efectuado na determinação da metodologia de calibração de câmaras de ionização do tipo lápis. No final deste capítulo será apresentado o método utilizado no cálculo das incertezas envolvidas nas medições efectuadas. No capítulo 5, serão apresentados todos os resultados experimentais obtidos e será feita a discussão dos mesmos. Por último, o capítulo 6 será dedicado à conclusão do trabalho onde serão descritos, resumidamente, os procedimentos a adoptar pelo LMRI na calibração de dosímetros aplicados ao radiodiagnóstico.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1 Interacção da Radiação com a Matéria

A radiação ionizante pode ser classificada em directamente ou indirectamente ionizante. A radiação directamente ionizante envolve partículas carregadas como electrões, prótons, partículas α e iões pesados. Este tipo de partículas deposita directamente a sua energia no material absorvedor através de interacções de Coulomb entre as partículas incidentes e os electrões das orbitais atómicas que constituem o material absorvedor. A radiação indirectamente ionizante envolve partículas neutras, como fotões (radiação γ e radiação X) e neutrões. Este tipo de partículas deposita a sua energia no material absorvedor em duas etapas. Da primeira etapa resultam partículas carregadas, cujo tipo depende do mecanismo de interacção e do tipo de partículas neutras incidentes. Da interacção de fotões com o material absorvedor geralmente resultam electrões ou pares de electrão/positrão. Da interacção de neutrões geralmente resultam prótons ou iões pesados. Na segunda etapa as novas partículas carregadas resultantes da primeira etapa interagem com o material absorvedor, depositando a sua energia de forma directa por interacções de Coulomb com os electrões das orbitais atómicas [Podgorsak 2010]. Em medicina são utilizadas as radiações ionizantes dos vários tipos, no entanto este trabalho dedica-se às técnicas de radiodiagnóstico, que utiliza radiação X. Tendo em conta este aspecto neste capítulo apenas faz sentido abordar temas como a interacção de fotões com a matéria e consequentemente a interacção de electrões com a matéria .

2.1.1 Interacção dos Fotões com a Matéria

Consoante o número atómico do material absorvedor e a energia dos fotões incidentes, estes podem interagir com o núcleo ou com os electrões das orbitais atómicas do material absorvedor. Após a interacção podem acontecer dois eventos, o fotão desaparece e a sua energia é transferida para uma das partículas do material absorvedor ou o fotão é dispersado. Este conjunto de factos é o que distingue os cinco principais tipos de interacção

de fótons com a matéria, o Efeito de Compton, o Efeito Fotoelétrico, a Produção de Pares, a Dispersão Coerente ou de Rayleigh e a Interação Fotonuclear [Smith 2000]. Neste capítulo começo por abordar os conceitos fundamentais sobre interação dos fótons com a matéria, como lei do inverso do quadrado da distância, secção eficaz e coeficientes de atenuação.

2.1.1.1 Lei do inverso do quadrado da distância

Como veremos mais adiante neste capítulo, a fluência é a grandeza que expressa o número de partículas por unidade de área. Para fontes radioactivas com emissão isotrópica, a fluência diminui rapidamente com o aumento do afastamento à fonte, de acordo com a lei do inverso do quadrado da distância. Esta lei, traduzida pela equação 2.1, afirma que a fluência da radiação, Φ , é inversamente proporcional ao quadrado da distância, r , entre a fonte e o ponto onde se efectua a medição da fluência [Ahmed 2007].

$$\Phi \propto \frac{1}{r^2} \quad (2.1)$$

A lei do inverso do quadrado da distância não contabiliza a contribuição da radiação dispersa. Em meios onde é provável ocorrer dispersão, como em meios líquidos ou sólidos, é provável que o valor da fluência varie mais rapidamente que para r^2 . Portanto esta lei é aplicada somente no vácuo ou em ambientes de baixa pressão gasosa como no caso do ar em condições atmosféricas [Ahmed 2007].

2.1.1.2 Secção Eficaz e Atenuação dos Fótons

A probabilidade de ocorrer uma interacção é proporcional a uma grandeza com dimensões de área denominada secção eficaz, que normalmente vem expressa em barn ($1b = 10^{-24}cm^2$).

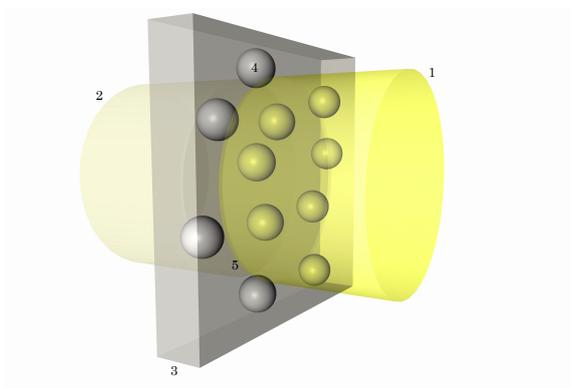


Figura 2.1: Esquema dedicado ao estudo da noção de secção eficaz e coeficiente linear de atenuação. 1- Feixe incidente; 2- Radiação emergente; 3- Alvo; 4- Centro de dispersão; 5- Área frontal do material exposta ao feixe de radiação.

A Figura 2.1 representa um feixe de partículas com uma taxa de fluência $\dot{\Phi}$ (número de partículas por unidade de área e unidade de tempo), a incidir num alvo. Da interação resultam partículas do feixe dispersadas e novas partículas produzidas. Um detector que define um ângulo sólido $d\Omega$ em relação ao alvo, detecta o número de partículas por unidade de tempo (dN). Do quociente deste número de partículas detectado pelo fluxo de partículas incidente resulta a secção eficaz diferencial dada pela equação 2.2 [Ahmed 2007].

$$\frac{d\sigma}{d\Omega}(E, \Omega) = \frac{1}{\dot{\Phi}} \cdot \frac{dN}{d\Omega} \quad (2.2)$$

Como a secção eficaz diferencial depende da energia das partículas do feixe incidente, para se obter a secção eficaz diferencial total procede-se ao cálculo do integral para uma determinada energia como representado na equação 2.3.

$$\sigma(E) = \int \frac{d\sigma}{d\Omega} d\Omega \quad (2.3)$$

A atenuação do feixe ao atravessar a espessura dx , considerando que os fotões que interagem com o meio não produzem radiação secundária, é dado pela equação 2.4 [Attix 1986].

$$dn = -nN\sigma dx \quad (2.4)$$

A equação diferencial 2.4 pode ser resolvida obtendo-se a equação 2.5 .

$$n = e^{-N\sigma x} \cdot C = e^{-\mu x} \cdot C \quad (2.5)$$

Na equação 2.5, μ representa o coeficiente linear de atenuação do material. A constante C pode ser determinada assumindo que para uma espessura de $x = 0$, o número de partículas incidentes n_0 , é igual ao número de partículas emergentes da espessura x , $n = n_0$, resultando assim a equação 2.26.

$$n = n_0 e^{-\mu x} \quad (2.6)$$

Outro parâmetro importante na interação dos fotões com a matéria é o livre percurso médio. Este é definido como o valor médio do espaço percorrido por um fotão entre duas colisões sucessivas e pode ser calculado segundo a equação 2.7.

$$\lambda = \frac{1}{\mu} \quad (2.7)$$

No sentido de quantificar a atenuação na matéria independentemente do seu estado físico é normalmente utilizado o parâmetro denominado coeficiente mássico de atenuação, $\frac{\mu}{\rho}$ expresso em $[m^2 kg^{-1}]$. O coeficiente mássico de atenuação total resulta da soma dos coeficientes parciais mássicos de atenuação dos vários processos de interação, traduzido pela equação 2.8 [Podgorsak 2010].

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\mu_{Fotol\acute{e}ctrico}}{\rho} + \frac{\mu_{Compton}}{\rho} + \frac{\mu_{P.P.}}{\rho} + \frac{\mu_{Rayleigh}}{\rho} \quad (2.8)$$

2.1.1.3 Processos de interacção relevantes em Radiodiagnóstico

A gama de energias em radiodiagnóstico, promove apenas os mecanismos de interacção como o efeito fotoelétrico, a dispersão de Compton e a dispersão de Rayleigh. No entanto, dentro destes mecanismos uns têm mais ou menos probabilidade de ocorrer, isto é, dos mecanismos possíveis de ocorrer em radiodiagnóstico existem uns que contribuem mais para a atenuação do feixe incidente que outros.

Considerando a gama de energias em radiodiagnóstico de 20 a 150 keV, e sabendo que o corpo humano é constituído por cerca de 80 % de água podemos fazer um estudo aproximado da contribuição de cada processo de interacção em radiodiagnóstico, através do gráfico da Figura 2.2.

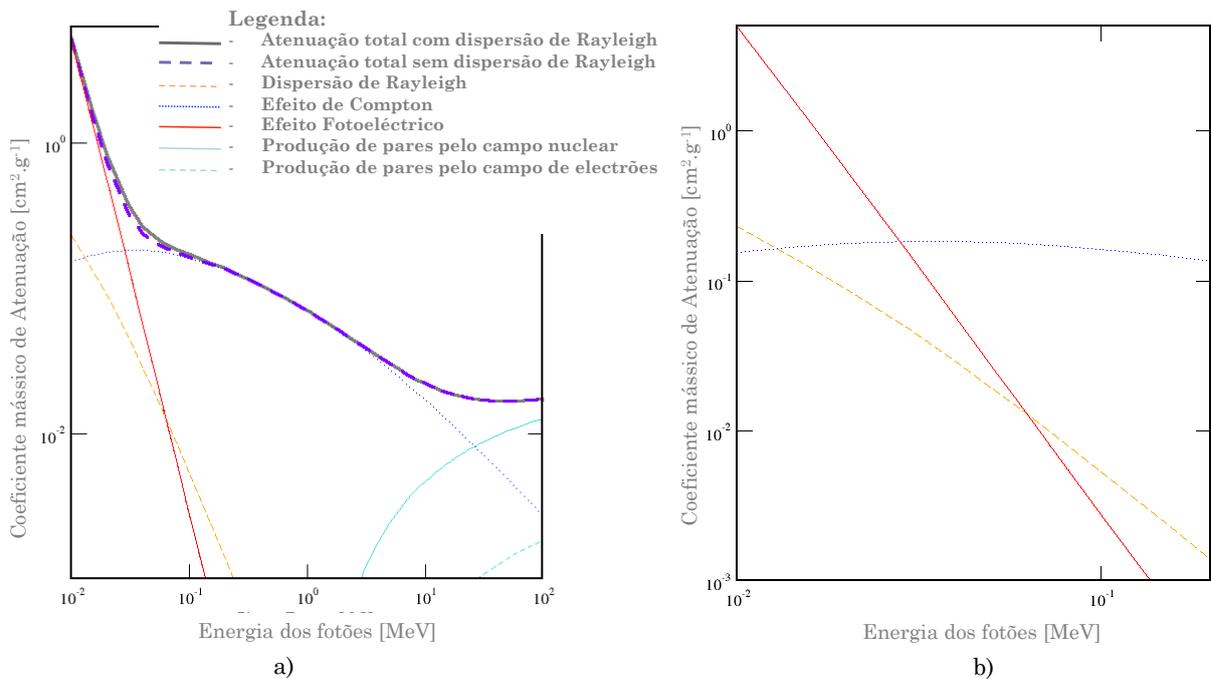


Figura 2.2: Coeficientes mássicos de atenuação da água em função da energias dos fótons. a) Energias dos fótons entre 0,01 e 100 MeV. b) Energias dos fótons entre 0,02 e 0,15 MeV (gama de energias no radiodiagnóstico). Adaptado de [NIST 2011].

Através do gráfico podemos comprovar que os mecanismos de interacção existentes em radiodiagnóstico são o efeito fotoelétrico, a dispersão de Compton e a dispersão de Rayleigh. Verifica-se também que para baixas energias ($< 40\text{keV}$) o efeito fotoelétrico predomina sobre os outros mecanismos de interacção. No entanto, o efeito dominante na atenuação do feixe de radiação para energias superiores a 50keV é o efeito de Compton.

A dispersão de Rayleigh contribui com uma baixa percentagem para a atenuação do feixe incidente sendo este processo mais evidente para fotões de baixas energias ($< 10keV$).

A imagem resultante do diagnóstico por raios X resulta das diferenças entre as regiões, no corpo humano, onde os fotões foram absorvidos através do efeito fotoelétrico em maior ou menor número. Os fotões resultantes da dispersão de Compton são indesejáveis pois contribuem para a perda de informação na imagem [de Lima 2005].

2.1.1.3.1 Efeito Fotoelétrico

Neste tipo de mecanismo de interacção o fotão é completamente absorvido por um dos átomos do material absorvedor. Um fotão com energia, $h\nu$, superior à energia de ligação, E_x , do electrão da orbital com que colide, remove o electrão da orbital como ilustra a Figura 2.3.

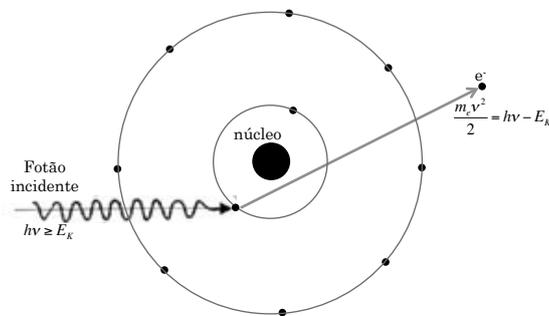


Figura 2.3: Representação esquemática do efeito fotoelétrico. Adaptado de [Podgorsak 2010].

O balanço de energia deste mecanismo é dado pela equação de Einstein 2.9 [Attix 1986, Dresner 1965],

$$\frac{m_e v^2}{2} = h\nu - E_x - T_\alpha \quad (2.9)$$

onde $\frac{m_e v^2}{2}$ corresponde à energia cinética ganha pelo electrão que é removido e T_α corresponde à energia cinética de recuo do átomo. Esta energia de recuo é muito inferior comparativamente à energia cinética adquirida pelo electrão, visto que o átomo apresenta uma maior massa. Assim, o balanço de energia do processo pode ser traduzido pela equação 2.10 [Attix 1986].

$$\frac{m_e v^2}{2} = h\nu - E_x \quad (2.10)$$

Segundo a Figura 2.2, em radiodiagnóstico, este mecanismo de interacção é dominante para fotões de baixa energia. Para fotões com energias relativamente altas em relação às energias de ligação dos electrões, a ligação é comparativamente fraca e neste caso a probabilidade do efeito fotoelétrico ocorrer é muito reduzida.

Os electrões ejectados correspondem às camadas cuja energia de ligação é inferior à energia do fotão. Estima-se que para $h\nu > E_k$, cerca de 80 % da absorção fotoelétrica ocorre na camada K , camada onde os electrões estão mais fortemente ligados. Esta energia de ligação da camada K é dada por $E_K = (Z - 1)^2 \cdot 13,5$ [eV] [Dresner 1965].

A secção eficaz do efeito fotoelétrico na camada K do átomo em função do número atómico Z e da energia do fotão incidente E , é dada pela equação 2.11 [Dresner 1965].

$$\sigma_{\text{fotoelétrico},K} = \frac{8\pi r_0^2}{3} \cdot \frac{Z^5}{137^2} \cdot 4\sqrt{2} \left(\frac{m_e c^2}{E} \right)^{\frac{7}{2}} \quad (2.11)$$

onde r_0 é o raio clássico do electrão ($r_0 = 2,82 \times 10^{-13} \text{cm}$) e $m_e c^2 = 0,511 \text{MeV}$ que corresponde à energia de repouso do electrão. Através expressão da secção eficaz verifica-se que o efeito fotoelétrico aumenta rapidamente com o número atómico Z dos átomos do material absorvedor e decresce com o aumento da energia dos fotões incidentes.

Após a ejeção do electrão de uma camada o átomo fica num estado excitado devido à existência de uma lacuna nessa mesma camada. Esta lacuna é de imediato preenchida por um electrão de uma camada vizinha. Desta transição, ocorre a libertação de energia que corresponde à diferença entre energia inicial e final do electrão envolvido. Esta energia pode ser libertada por emissão de um fotão (radiação característica) ou transferida a um outro electrão que pode ser ejectado do átomo. Estes electrões têm o nome característico de electrões de Auger, e visto que são partículas carregadas interagem com o meio provocando novas ionizações e excitações, que contribuem para o aumento de dose no paciente.

2.1.1.3.2 Efeito de Compton

Um fotão com energia cinética que excede consideravelmente a energia de ligação dos electrões das orbitais atómicas mais externas do átomo, interage com estes transferindo parte da sua energia. É neste princípio que se baseia o tipo de interacção descoberto por Arthur Compton, representado na Figura 2.4. O fotão com energia $h\nu$, e com momento $\frac{h\nu}{c}$, onde c é a velocidade da luz no vácuo, colide com um electrão. Da colisão resulta a emissão do electrão com uma energia cinética T , e momento p , disperso segundo o ângulo θ relativamente à direcção de incidência do fotão inicial e um fotão disperso segundo o ângulo φ , com uma menor energia $h\nu'$ e um momento $\frac{h\nu'}{c}$.

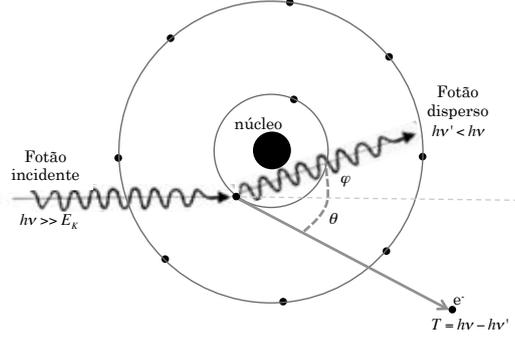


Figura 2.4: Representação esquemática do efeito de Compton. Adaptado de [Podgorsak 2010].

Da conservação de energia do processo, resulta a equação 2.12 [Attix 1986],

$$T = h\nu - h\nu' \quad (2.12)$$

e da conservação do momento, resulta a equação 2.13 [Attix 1986],

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos\varphi + p \cos\theta \quad (2.13)$$

A energia de ligação do electrão é desprezada, visto que este processo normalmente ocorre nas camadas mais externas do átomo, onde o electrão pode ser considerado como livre e em repouso. Das equações 2.12 e 2.13, resulta a equação 2.14 [Attix 1986],

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_e c^2}\right) \cdot (1 - \cos\varphi)} \quad (2.14)$$

onde $m_e c^2$, corresponde à energia de repouso do electrão. A equação 2.14, pode ser simplificada em termos de comprimentos de onda através da equação 2.15 [Turner 2007].

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} \cdot (1 - \cos\varphi) \quad (2.15)$$

onde λ corresponde ao comprimento de onda do fóton incidente e λ' corresponde ao comprimento de onda do fóton disperso .

A probabilidade de ocorrer o efeito de Compton, depende do ângulo de dispersão, do número de electrões e conseqüentemente do número atómico do material absorvedor. Esta probabilidade pode ser traduzida pela equação de Klein-Nishina (equação 2.16) [Attix 1986] que indica a secção eficaz diferencial por electrão por um fóton disperso segundo o ângulo φ por unidade de ângulo sólido Ω .

$$d(\sigma_{Compton}) = \frac{r_e^2}{2} d\Omega \left(\frac{h\nu'}{h\nu}\right)^2 \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \sin^2\varphi\right) \quad (2.16)$$

A equação anterior pode ser traduzida pelo gráfico representado na Figura 2.5, onde está representado o valor da secção eficaz diferencial para fótons com energia $\varepsilon = \frac{h\nu}{m_e c^2}$,

em função do ângulo de dispersão φ . De acordo com a informação do gráfico verificamos que a direcção do fotão disperso depende da energia do fotão incidente. Existe uma grande probabilidade do fotão disperso seguir em frente, e uma menor probabilidade do fotão ser disperso num ângulo de 90° . É visível também no gráfico que para baixas energias, o fotão tem elevada probabilidade de ser retrodisperso (ângulo de 180°). Para $\epsilon \approx 0$ a probabilidade do fotão seguir em frente ou ser retrodisperso é igual, este caso corresponde a um caso particular do efeito de Compton que é denominado por dispersão de Thompson, onde a energia do fotão incidente é igual à energia do fotão disperso. Este particular mecanismo de interacção não tem grande importância em radiodiagnóstico visto que ocorre apenas para fotões de baixas energias normalmente absorvidos pela filtração inerente e pela filtração adicional dos equipamentos [Podgorsak 2010].

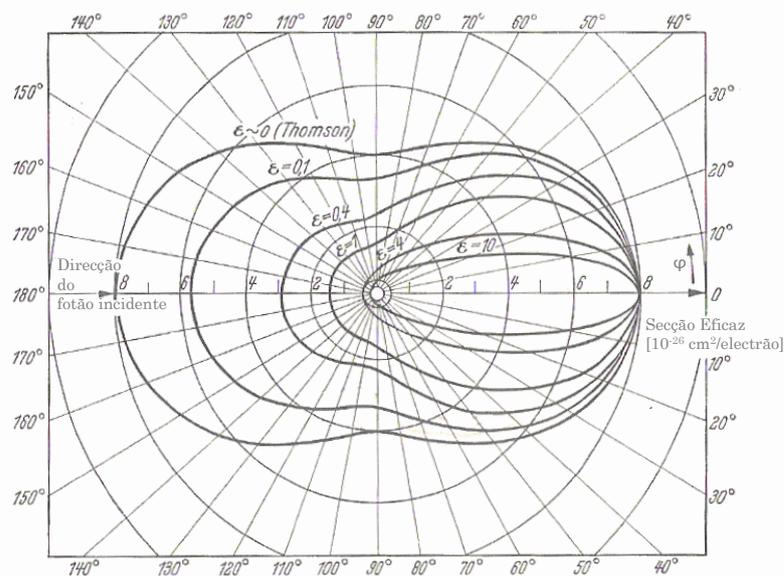


Figura 2.5: Secção eficaz diferencial, $\frac{d(\sigma_{Compton})}{d\Omega}$ [$10^{-26} \text{ cm}^2/\text{electrão/esterradiano}$], para o efeito de Compton dos fotões com energia $\epsilon = \frac{h\nu}{m_e c^2}$ em função do ângulo de dispersão φ . Adaptado de [Dresner 1965].

2.1.1.3.3 Dispersão de Rayleigh

Neste tipo de interacção a energia do fotão incidente é cedida a um electrão com energia de ligação consideravelmente superior. O electrão passa para uma orbital mais energética e após a interacção regressa ao seu estado inicial emitindo um fotão com a energia igual à do incidente como representado na Figura 2.6. Nesta perspectiva o processo não é considerado uma excitação. Este fenómeno de interacção é também denominado de dispersão coerente, é um processo elástico e considera o átomo como um todo, desprezando a mínima transferência de energia de recuo no átomo [Podgorsak 2010].

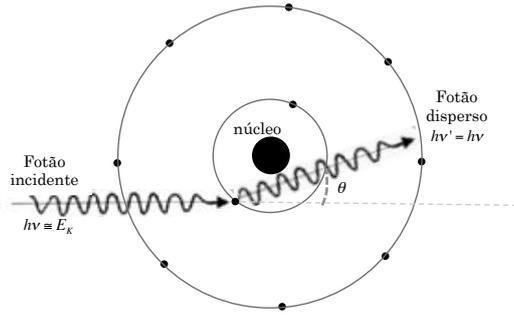


Figura 2.6: Representação esquemática da dispersão de Rayleigh. Adaptado de [Podgorsak 2010].

A secção eficaz diferencial deste processo é dada pela equação 2.17 [Smith 2000].

$$\frac{d\sigma_{Rayleigh}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2\theta) \cdot [F(x, Z)]^2 \quad (2.17)$$

onde a função $F(x, Z)$ representa a distribuição espacial dos electrões no átomo absorvedor e a restante parcela da equação corresponde à secção eficaz diferencial de Thompson, referido anteriormente. O parâmetro x , representa o momento transferido segundo o ângulo θ .

A dispersão de Rayleigh tem mais probabilidade de ocorrer em átomos com elevado número atómico e para fótons de baixas energias. A secção eficaz atómica do processo obedece à seguinte relação de proporcionalidade $\sigma_{Rayleigh} \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2}$ [Attix 1986].

2.1.2 Interação de Electrões com a Matéria

Um fóton tem um número baixo de interações, visto que em cada interacção ocorre uma grande perda de energia. Ao contrário dos fótons, os electrões podem sofrer milhares de interações com baixas perdas de energia. Esta diferença deve-se sobretudo ao facto dos electrões apresentarem carga, isto é, estão rodeados por um campo eléctrico. Este interage com o campo eléctrico formado pelos electrões das orbitais ou pelo núcleo dos átomos do material absorvedor. Quando os electrões interagem com os electrões das orbitais existem perdas de energia por colisão (interacções de Coulomb), quando os electrões interagem com o núcleo a perda de energia ocorre por emissão de radiação (*Bremsstrahlung*). A penetração dos fótons na matéria é descrito pela lei da atenuação exponencial, como vimos anteriormente, no entanto para os electrões a perda de energia é descrita pelo poder de paragem ao qual está associado um conceito importante, o alcance.

Dependendo do tamanho do parâmetro clássico de impacto da trajectória do electrão incidente (b) comparativamente ao raio clássico do átomo absorvedor (a), a interacção dos electrões pode ser dividida em diferentes tipos, ilustrados na Figura 2.7 [Podgorsak 2010]:

- Interação coulombiana da partícula carregada com o campo nuclear externo do átomo absorvedor para $b \ll a$, efeito denominado por *Bremsstrahlung*;

- Interação coulombiana da partícula carregada com os electrões do átomo absorvedor para $b \gg a$, efeito denominado de colisões Suaves;
- Interação coulombiana da partícula carregada com os electrões das orbitais do átomo absorvedor para $b \approx a$, efeito denominado de colisões Duras ou colisões *Knock-On*.

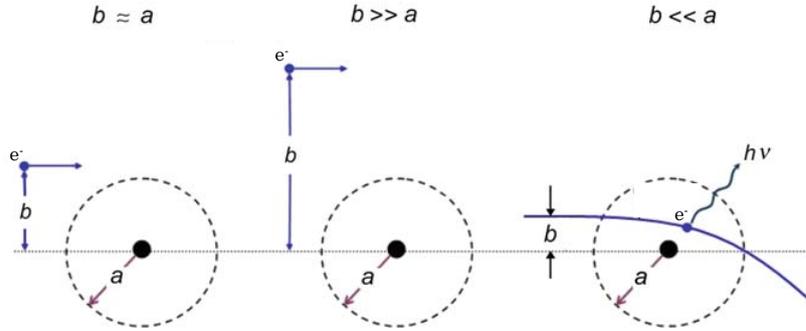


Figura 2.7: Diferentes tipos de colisão do electrão com o átomo. Adaptado de [Podgorsak 2010]. .

2.1.2.1 Poder de Paragem

O poder de paragem corresponde ao valor da energia perdida por unidade de comprimento de um electrão com energia cinética T num meio com número atómico Z ou seja $\left(\frac{dT}{dx}\right)_{T,Z}$, expresso em $[MeV.cm^{-1}]$ ou $[J.m^{-1}]$. Assim como o coeficiente de atenuação mássico, o poder de paragem, no sentido de ser uma medida independente do estado físico do material, é dividido pela densidade do material absorvedor resultando na grandeza denominada de poder de paragem mássico.

Tendo em conta os três tipos de interacção das partículas carregadas, o poder de paragem mássico total é dado conforme descrito na equação 2.18 [Attix 1986], onde os índices c e r indicam, respectivamente, a contribuição da componente de colisão e radiativa (*Bremsstrahlung*). Dentro da componente de colisão existem ainda dois índices s e f que indicam, respectivamente, as colisões suaves e duras.

$$\frac{dT}{\rho dx} = \left(\frac{dT_s}{\rho dx}\right)_c + \left(\frac{dT_d}{\rho dx}\right)_c + \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_r \quad (2.18)$$

O poder de paragem de colisão resulta das interacções dos electrões e é dominante para baixas energias. O poder de paragem radiativo resulta da interacção do electrão com o núcleo dos átomos do material absorvedor e é dominante para altas energias como representado na Figura 2.8 .

O poder de paragem é um parâmetro bastante importante na dosimetria das radiações e depende das propriedades do electrão incidente como a energia e também das propriedades do material absorvedor como a densidade e o número atómico. Este parâmetro reflecte o modo como uma partícula perde energia, no entanto para estudos dosimétricos

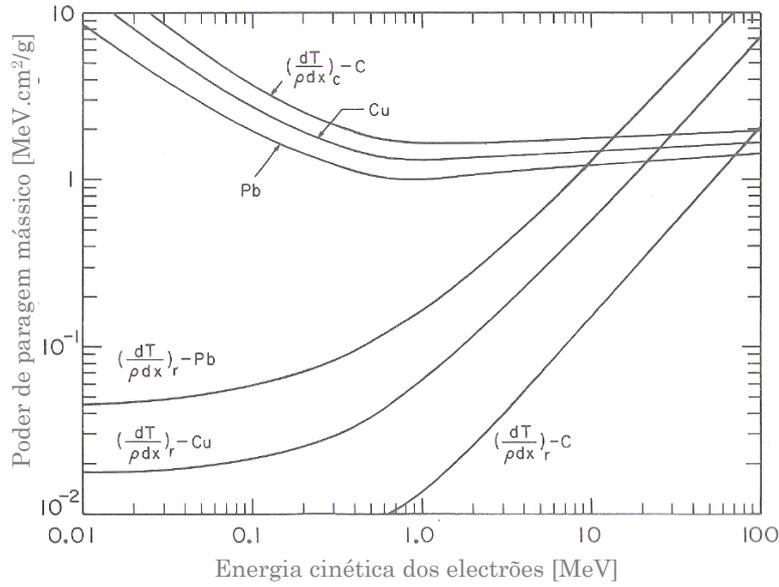


Figura 2.8: Poder de paragem radioactivo e de colisão para electrões em materiais absorvedores em Carbono, Cobre e Chumbo [Attix 1986].

torna-se importante também saber a maneira como energia é depositada na matéria. Um parâmetro importante sobretudo para dosimetria é o LET (transferência linear de energia) representado por L_{Δ} . O LET é obtido a partir do poder de paragem restrito, a perdas de energia menores que Δ , ou seja, $\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{\Delta}$ de acordo com a equação 2.19 [Attix 1986]. O poder de paragem restrito corresponde à fracção do poder de paragem que inclui as colisões suaves e duras resultantes de raios δ com energias inferiores à energia de corte Δ . Os raios δ são electrões que resultam das colisões duras das partículas incidentes e que possuem energia suficientes para abandonar a trajectória inicial e dar origem a pequenas novas trajectórias.

$$L_{\Delta}[keV.\mu m^{-1}] = \frac{\rho}{10} \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{\Delta} [MeV.cm^2.g^{-1}] \quad (2.19)$$

Caso a energia de corte seja $\Delta = \infty$, $L_{\Delta} = L_{\infty}$, não existem restrições nas perdas de energia sendo neste caso $L_{\infty} = \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_c$, designado por transferência linear de energia não restrita, um importante parâmetro de referência em dosimetria de radioprotecção [Attix 1986].

2.1.2.2 Alcance

O alcance de um electrão com uma dada energia num determinado meio representa o valor do comprimento da trajectória percorrida até este ficar em repouso. Este valor pode ser obtido por dois tipos de aproximações: alcance por aproximação de desaceleração contínua R_{CSDA} , ou alcance projectado $\langle t \rangle$.

O R_{CSDA} dá o valor aproximado do alcance, assumindo uma perda contínua de energia a uma taxa igual à perda média de energia por unidade de comprimento. O seu valor é inferior ao valor verdadeiro do alcance visto que não considera as flutuações nas perdas de energia. A equação 2.20 [Attix 1986] representa o cálculo do R_{CSDA} , dado em $[g.cm^{-2}]$ para um poder de paragem expresso em $[MeV.cm^2.g^{-1}]$, onde T_0 representa a energia inicial do electrão.

$$R_{CSDA} = \int_0^{T_0} \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)^{-1} dT \quad (2.20)$$

O alcance projectado $\langle t \rangle$ determina o valor esperado da maior profundidade de penetração da partícula segundo a direcção inicial, ignorando as mudanças de direcção das partículas por colisões elásticas. O Alcance projectado de um feixe de electrões pode ser obtido pela equação 2.21 [Attix 1986], onde N_0 representa o número de electrões incidentes, t a espessura do meio atravessado e $t_f(t)$ a distribuição diferencial da maior profundidade de penetração para um electrão individual como representado na Figura 2.9. De acordo com a Figura verificamos que o t_f pode não corresponder necessariamente à profundidade do ponto onde a partícula fica em repouso.

$$\langle t \rangle = -\frac{1}{N_0} \int_0^\infty t \cdot t_f(t) dt \quad (2.21)$$

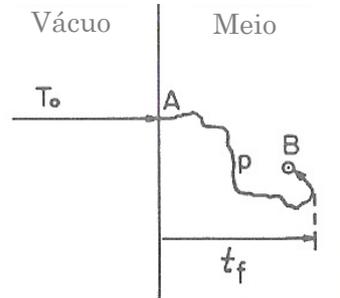


Figura 2.9: Representação da diferença entre os conceitos de alcance e alcance projectado para um electrão individual. P representa a distância total do caminho efectuado pelo electrão desde a entrada no material em A até à sua paragem em B. t_f não corresponde necessariamente à profundidade onde termina a paragem (ponto B) [Attix 1986].

2.1.2.3 Emissão de *Bremsstrahlung*

Quando o parâmetro de impacto do electrão incidente (b) é inferior ao raio atómico (a) de um átomo do material absorvedor, o electrão interage com o núcleo podendo sofrer dispersão elástica ou inelástica acompanhada com mudança de direcção do movimento. Na maioria das interacções deste tipo o electrão é disperso elasticamente pelo núcleo perdendo uma quantidade insignificante de energia cinética de modo a satisfazer a conservação do momento, não havendo emissão de fótons de radiação X e o núcleo não é excitado. No

entanto, em 2 a 3% dos casos o electrão passa perto do núcleo interagindo inelasticamente. Neste caso o electrão não é apenas desviado é também desacelerado perdendo energia cinética (até 100%) que resulta na emissão de fótons de raios X. Este processo radiativo é denominado de emissão de *Bremsstrahlung*. A probabilidade da emissão *Bremsstrahlung* é proporcional ao quadrado da massa das partículas com velocidades iguais. [Attix 1986].

2.1.2.4 Colisões Suaves

Quando a partícula incidente passa a uma distância considerável do átomo, a influência da força de Coulomb associado ao electrão incidente afecta o átomo do material absorvedor como um todo excitando-o a um nível de energia superior. Por vezes o átomo ioniza por ejeção de um electrão das camadas de valência. Neste tipo de colisão há transferência de uma pequena quantidade de energia, da ordem dos eV, ao átomo do material absorvedor. Dos vários tipos de interações de partículas carregadas, as colisões suaves são de longe, as mais numerosas e contribuem com cerca de metade da energia transferida para o material absorvedor [Attix 1986].

2.1.2.5 Colisões *Knock-On*

Quando o parâmetro de impacto (b) do electrão incidente é da ordem do raio atómico (a) de um átomo do material absorvedor, a partícula pode ter um impacto directo por interacção de Coulomb com um único electrão de uma orbital atómica transferindo-lhe uma quantidade significativa de energia. O electrão da orbital é ejectado do átomo com uma energia cinética considerável, e é denominado por raio δ . Por sua vez os raios δ possuem energia suficiente para interagirem com outros electrões dos átomos do material absorvedor. O número de colisões duras de um electrão num material absorvedor é, geralmente, pequeno no entanto, a energia transferida associada a uma colisão dura é relativamente elevada, podendo o electrão incidente perder cerca de 50% da sua energia cinética [Podgorsak 2010]. Neste tipo de colisões a energia cinética transferida é bastante superior à energia de ligação do electrão sendo esta desprezada, assim os electrões das orbitais atómicas são considerados como electrões livres [Attix 1986].

2.2 Dosimetria das Radiações

A radiação ao atingir um alvo poderá provocar a seguinte sequência ordenada de eventos: alterações físicas, alterações químicas e alterações biológicas. A dosimetria tem como finalidade relacionar quantitativamente estes eventos através de medições efectuadas num campo de radiação, permitindo assim o estudo das alterações biológicas consoante a quantidade de radiação recebida, a monitorização de indivíduos expostos e vigilância ambiental.

As grandezas físicas e as grandezas operacionais são mensuráveis. Estes dois tipos de grandezas estão relacionadas pelas grandezas de protecção, que não são mensuráveis. As grandezas operacionais e as grandezas de protecção são estabelecidas respectivamente por duas entidades internacionais, a ICRP (*Internacional Commission on Radiological Protection*) e a ICRU (*Internacional Commission on Radiological Units and Measurement*). As grandezas dosimétricas fornecem uma medida física da deposição da energia na matéria. Este conjunto de grandezas constitui a base da dosimetria da radiação e está resumido no fluxograma apresentado na Figura 2.10. Para este trabalho importa apenas dar ênfase às grandezas físicas e às grandezas de dosimétricas.

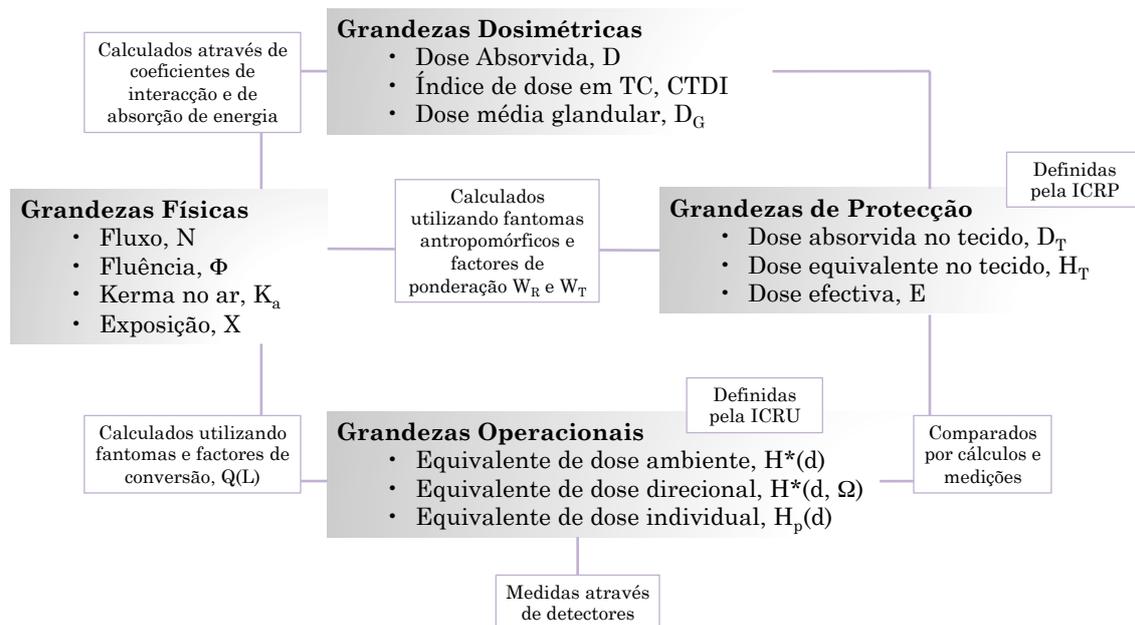


Figura 2.10: Fluxograma que relaciona os tipos de grandezas utilizadas em Dosimetria e modos de obtenção. Adaptado de [de Lima 2005].

2.2.1 Grandezas Físicas

As grandezas físicas são definidas e obtidas em laboratórios de metrologia em determinadas condições com o objectivo de caracterizar o campo de radiação em qualquer ponto através do número, do tipo de partículas e da energia que estas transportam.

2.2.1.1 Fluxo, \dot{N}

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (2.22)$$

Como representado na equação 2.22, o fluxo resulta do quociente do incremento do número de partículas dN pelo intervalo de tempo dt ¹. A unidade SI é o $[s^{-1}]$. Ao

¹O termo fluxo tem sido definido como a taxa de fluência, no entanto, a ICRU85 desencoraja esta definição.

considerar a energia das partículas incidentes dR por unidade de tempo obtemos o fluxo de energia representado pela equação 2.23, cuja unidade SI é o watt [W] [ICRU85 2011].

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad (2.23)$$

2.2.1.2 Fluência, ϕ

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.24)$$

A fluência é uma grandeza não estocástica definida pela equação 2.24 como o número de partículas dN que incidem numa esfera de secção da^2 . A unidade SI é o $[m^{-2}]$. Ao considerar a energia de cada partícula dR , das partículas que atravessam a esfera da obtemos a fluência de energia representada na equação 2.25, cuja unidade SI é o $[J.m^{-2}]$ [ICRU85 2011].

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (2.25)$$

A taxa de fluência de energia ou intensidade corresponde ao fluxo de energia por unidade de tempo e por unidade de área como indica a equação 2.26. A intensidade vem expressa em $[J.m^{-2}.s^{-1}]$ ou $[W.m^{-2}]$ [Turner 2007].

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (2.26)$$

2.2.1.3 Kerma, K

A transferência de energia pela radiação na matéria ocorre em duas fases. Na primeira fase a energia das partículas indirectamente ionizantes é transferida para partículas secundárias ionizantes, que na segunda fase vão depositar energia na matéria principalmente por colisões inelásticas e *Bremsstrahlung*. O kerma (*kinetic energy of radiation produced per unit mass in matter*) está relacionado com a energia cedida na primeira fase, correspondendo ao quociente do somatório das energias cinéticas de todas as partículas carregadas libertadas dE_{tr} , pela massa da amostra dm como descrito na equação 2.27. A unidade SI desta grandeza é o $[J.kg^{-1}]$, à qual é dado o nome especial de Gray [Gy] [ICRU85 2011].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.27)$$

A transferência de energia dos fótons para os electrões dE_{tr} , dado pela equação 2.28, pode ser determinada considerando que a radiação incide num material de massa m e de volume finito V . Nesta equação $(R_{in})_u$ representa a energia das partículas incidentes sem carga, excepto aquelas que são originadas por perdas radiativas de energia cinética

²Considera-se uma área da perpendicular à direcção de cada partícula.

por partículas carregadas enquanto em V . O parâmetro $(R_{out})_u$ representa a energia das partículas não carregadas que saem do volume e $\sum Q$ representa a soma de todas as mudanças da energia de repouso de núcleos e de partículas elementares que ocorrem no volume V [Oliveira 2011].

$$E_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u + \sum Q \quad (2.28)$$

O kerma descrito na equação 2.27 divide-se em duas componentes o kerma de colisão e o kerma radiativo. O kerma de colisão corresponde à energia perdida por electrões na ionização de átomos do meio e o kerma radiativo resulta da soma das energias dos electrões que perdem a sua energia por emissão de *Bremsstrahlung*. Em dosimetria apenas interessa o kerma de colisão, visto que o kerma radiativo não contribui para a dose absorvida. O cálculo do kerma de colisão é dado pela equação 2.29, onde E_{tr}^n é obtido pela subtracção da energia da componente radiativa R_u^r à energia transferida dos fotões para os electrões dE_{tr} , como evidencia a equação 2.30 [Oliveira 2011].

$$K_{col} = \frac{dE_{tr}^n}{dm} \quad (2.29)$$

$$E_{tr}^n = (R_{in})_u - (R_{out})_u + \sum Q - R_u^r \quad (2.30)$$

2.2.1.4 Exposição, X

A exposição é uma grandeza fácil e prática de medir pois contabiliza as ionizações produzidas no ar. No entanto, esta grandeza torna-se insuficiente uma vez que só se aplica à radiação γ ou raios X no ar, não tendo em conta outros tipos de radiação ou materiais. A exposição é dada pela equação 2.31, sendo definido como o quociente de dq por dm , onde dq é o valor absoluto da carga total de iões de um dado sinal, produzidos quando todos os electrões e positrões libertados ou criados por fotões incidentes na massa de ar dm , são completamente parados no ar seco. O parâmetro dq não contabiliza a ionização originada por fotões emitidos por processos radiativos [ICRU85 2011]. A unidade SI é $[C.kg^{-1}]$, no entanto é por vezes utilizada a unidade roentgen, R ($1R = 2,58 \times 10^{-4} C.Kg^{-1}$).

$$X = \frac{dq}{dm} \quad (2.31)$$

2.2.2 Grandezas Dosimétricas

As partículas interagem com a matéria através de processos de conversão de energia acabando no final por depositar toda sua energia na matéria. As grandezas dosimétricas são concebidas para fornecer uma medida física da deposição dessa mesma energia, e tem por base as grandezas físicas e coeficientes de interacção. A grandeza fundamental é a

dose absorvida, no entanto, existem outro tipo de grandezas dosimétricas com aplicações específicas.

2.2.2.1 Dose absorvida, D

A dose absorvida está relacionada com a segunda fase da transferência de energia pela radiação. Resulta do quociente entre a energia depositada pelos electrões libertados $d\bar{\epsilon}$ na matéria e a massa da amostra dm de acordo com a equação 2.32. A unidade SI desta grandeza é o $[J.kg^{-1}]$, à qual é dado o nome especial de Gray [Gy] [ICRU85 2011].

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.32)$$

A energia depositada ϵ , cuja a unidade SI é o Joule $[J]$, é determinada tendo em conta as energias das partículas com carga e sem carga que entram e saem do volume finito V do material de massa m , determinada pela equação 2.33. Nesta equação $(R_{in})_c$ e $(R_{out})_c$ representam, respectivamente, a energia de partículas carregadas que entram e saem do volume. Em radiodiagnóstico $\sum Q = 0$, visto que as energias dos fotões têm uma contribuição pouco significativa para este parâmetro [Oliveira 2011].

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad (2.33)$$

Capítulo 3

Instrumentação

3.1 Fontes de Radiação Ionizante

As fontes de radiação ionizante podem ser distinguidas em naturais ou artificiais. As fontes de radiação naturais provêm da radiação cósmica, terrestre e interna (isótopos naturais). As fontes de radiação artificiais, ou fontes produzidas pelo homem, são em grande parte produzidas nos reactores nucleares. Em radiodiagnóstico são usados equipamentos produtores de radiação ionizante como ampolas de raios X. Nesta secção iremos dar ênfase às propriedades e características bem como ao método de produção dos raios X.

3.1.1 Componentes da Ampola de Raios X

A ampola de raios X é constituída por uma série de componentes envolvidos num invólucro em vidro dentro do qual é produzido vácuo mantido a pressões entre $1,3 \times 10^{-3} Pa$ e $1,3 \times 10^{-5} Pa$. O invólucro possui uma zona com vidro de menor espessura em relação ao resto da ampola (janela da ampola), por onde passam os fotões ou raios X para o exterior. Nesta secção irão ser descritos cada um dos componentes principais da ampola e também algumas das suas características e propriedades. A ampola é ligada a um sistema de refrigeração ou tem na sua constituição óleo circundante com a finalidade de a arrefecer. O dispositivo é envolvido numa cápsula de chumbo com o objectivo de proteger o ambiente que a circunda bem como os operadores, da radiação ionizante. A Figura 3.1 ilustra o exterior da ampola e o seu interior onde estão representados os seus componentes principais.

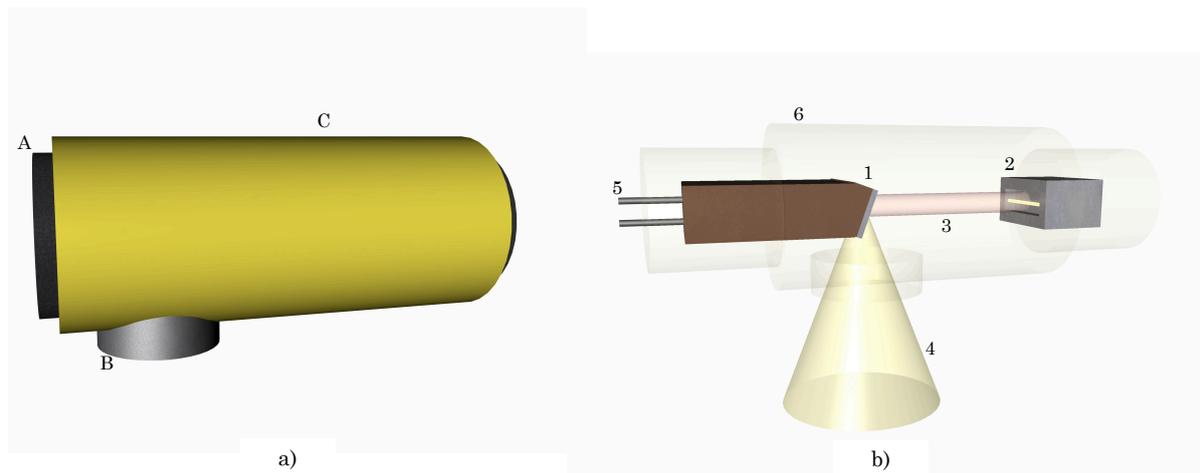


Figura 3.1: Representação esquemática do exterior, a), e interior, b), de uma ampola de raios X com ânodo fixo. A - Invólucro em chumbo; B - Janela da ampola; C - Invólucro exterior; 1 - Ânodo (placa de tungstênio acoplada a cobre); 2 - Eléctrodo de focagem e filamento; 3 - Feixe de electrões; 4 - Feixe de radiação primário; 5 - Sistema de refrigeração; 6 - Ampola em vidro. Adaptado de [de Lima 2005].

3.1.1.1 Cátodo

O cátodo é constituído por um bloco onde existe o filamento e o eléctrodo de focagem. O filamento é fino com um diâmetro de 0,2 mm, normalmente em tungsténio. O tungsténio é o material eleito para a construção do filamento por este apresentar um elevado ponto de fusão e uma elevada densidade de corrente termoiónica. O filamento é sujeito a uma corrente eléctrica que o leva a atingir a temperatura (2000 a 2900 K) conveniente para a emissão de electrões por efeito termoiónico. O aquecimento do filamento depende da sua resistência eléctrica [de Lima 2005].

O eléctrodo de focagem é um componente em molibdénio que envolve e está mantido ao mesmo potencial negativo do filamento de tungsténio. Devido à repulsão dos electrões produzidos no eléctrodo de focagem e os produzidos no cátodo, os electrões são direccionados apenas no sentido do ânodo sobre uma área mínima, chamada foco.

3.1.1.2 Ânodo

O ânodo é normalmente composto por um material com elevado número atómico de modo a aumentar a probabilidade de produção de raios X. O material do ânodo deve ainda ser capaz de suportar elevadas temperaturas, ter alta condutividade térmica de forma a dissipar calor e deve possuir baixa pressão de vapor de forma a evitar a sublimação do material. Normalmente os materiais utilizados neste componente são o Tungsténio, o Molibdénio ou o Ródio. O ânodo pode ser fixo ou rotativo, consoante o modelo da ampola. No ânodo fixo, o ânodo é em cobre coberto com tungsténio na região do foco. O cobre têm a finalidade de dissipar o calor produzido. O ânodo fixo apresenta uma ligeira inclinação entre 15° a $22,5^\circ$ em relação ao feixe incidente de electrões. Quanto maior é o

ângulo de inclinação maior será a dimensão do campo de radiação. No ânodo rotativo, o foco é posicionado nas extremidades do disco, este roda com o objectivo de dissipar calor [de Lima 2005].

3.1.2 Produção de Raios X

A produção dos raios X tem origem quando a energia cinética dos electrões é transferida para o ânodo. Apenas 1% desta energia cinética é transformada em raios X a outra é dissipada sob a forma de calor [de Lima 2005]. A produção destes raios X pode ocorrer por dois tipos de mecanismos, dependendo do tipo de interacção dos electrões com a matéria. O processo de interacção dos electrões incidentes pode ocorrer com os electrões das orbitais internas ou com os núcleos dos átomos do ânodo. Os diferentes processos de interacção originam dois tipos de radiação, a radiação característica e a radiação de *Bremsstrahlung*.

3.1.3 Espectro de Emissão dos Raios X

O espectro de raios X resulta da sobreposição do espectro contínuo resultante da radiação de *Bremsstrahlung*, com a série de linhas espectrais que caracterizam o espectro discreto da radiação característica do ânodo. A radiação característica ocorre devido às colisões inelásticas entre os electrões emitidos pelo filamento e os electrões das orbitais mais internas dos átomos do material do ânodo. Após a colisão o átomo pode ficar num estado excitado ou num estado ionizado. Estes dois estados criam lacunas nas orbitais que rapidamente são ocupadas por electrões de orbitais de camadas superiores num processo de transição, como apresentado na Figura 3.2. Deste processo de transição ocorre libertação de energia sob a forma de radiação electromagnética, que depende dos estados de energia do electrão antes (E_i) e após (E_f) a transição. No espectro discreto, cada risca corresponde à energia envolvida no processo de transição.

A Figura 3.3 apresenta um espectro de emissão de raios X.

A “quantidade” (intensidade) e a “qualidade” (poder de penetração) do feixe bem como o espectro de raios X podem ser alterados por factores tais como: o potencial da ampola, a corrente no filamento, o material do ânodo e o tipo de filtração utilizada.

3.1.3.1 Potencial da Ampola

A diferença de potencial aplicada entre o ânodo e o filamento determinam a aceleração dos electrões produzidos no filamento em direcção ao ânodo. O aumento do potencial na ampola traduz-se num aumento na energia cinética dos electrões o que torna a emissão de radiação de *Bremsstrahlung* mais eficiente. Este factor influencia tanto a quantidade como a qualidade do feixe como mostra a Figura 3.4, pois intervêm na energia e no número

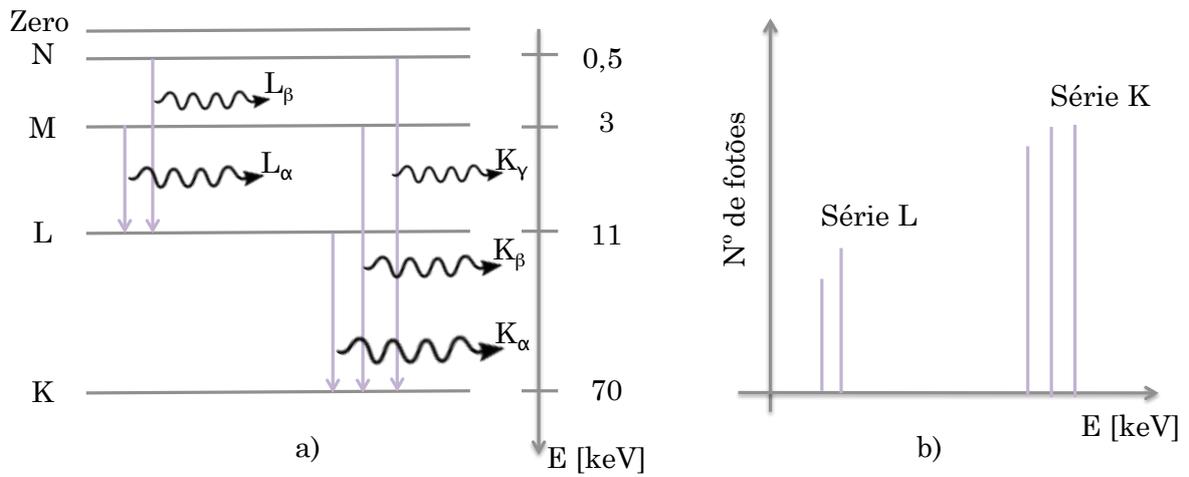


Figura 3.2: a) Esquema simplificado de emissões características das séries K e L do Tungstênio, com os valores das energias de ligação. b) Espectro característico de raios X. Adaptado de [de Lima 2005].

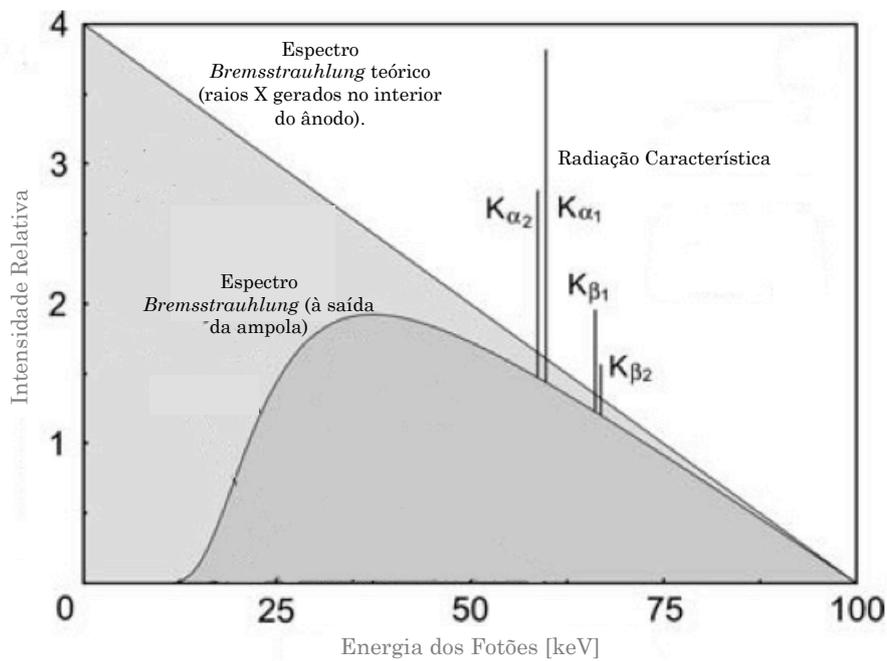


Figura 3.3: Espectro de emissão típico de uma ampola com ânodo de tungstênio e tensão aplicada de 100 kV. Apresentação do espectro teórico de *Bremsstrahlung*. Adaptado de [Podgorsak 2010].

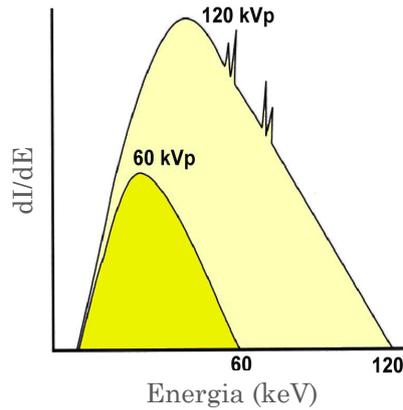


Figura 3.4: Curvas da intensidade do feixe por unidade de energia dos fótons $\frac{dI}{dE}$ em função da energia dos fótons E para tensões na ampola de 120 e 60 kV para uma corrente no filamento constante. Adaptado de [de Lima 2005].

dos fótons produzidos. A intensidade do feixe de raios X é proporcional ao quadrado do potencial da ampola como evidencia a equação 3.1. Outra particularidade importante que ocorre por aumento do potencial da ampola é a maior intensidade das linhas espectrais da radiação característica .

$$I \propto V^2 \tag{3.1}$$

3.1.3.2 Corrente no Filamento

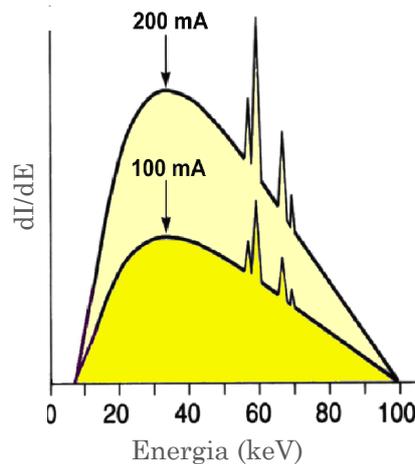


Figura 3.5: Curvas da intensidade do feixe por unidade de energia dos fótons $\frac{dI}{dE}$ em função da energia dos fótons E para correntes no filamento de 100 e 200 mA e tensão constante na ampola. Adaptado de [de Lima 2005].

A corrente no filamento afecta o número de electrões emitidos pelo filamento por unidade de tempo porque quanto maior for a corrente maior será a temperatura no filamento

e conseqüentemente maior é a facilidade de saída dos electrões por efeito termoiónico. O aumento de corrente apenas influencia a quantidade dos raios X, isto é, a intensidade do feixe como mostra a Figura 3.5. Para valores constantes de tensão no tubo a intensidade do feixe de raios X é proporcional à corrente no filamento [de Lima 2005].

3.1.3.3 Material do Ânodo

Com o aumento do número atómico maior é a carga nuclear e conseqüentemente maior é o poder de atracção, o que promove um aumento da probabilidade de produção de radiação de *Bremsstrahlung*. Visto isto, o tipo de material do ânodo influencia a intensidade do feixe e as linhas espectrais também são diferentes, visto que a radiação característica é específica para cada material. A Figura 3.6 mostra as diferenças do espectro para ânodos de diferentes materiais.

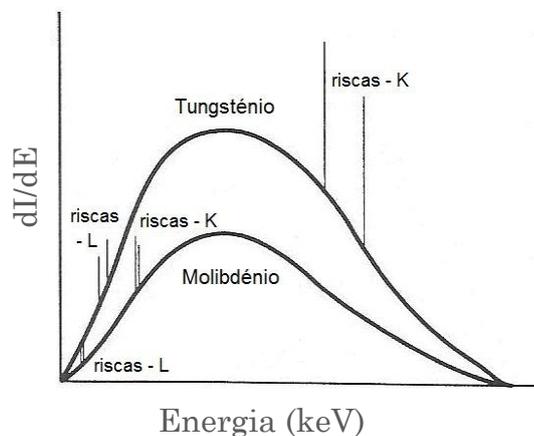


Figura 3.6: Espectros de emissão de ampolas de raios X com ânodos de diferentes materiais. Adaptado de [Limede 2010].

3.1.3.4 Filtração

Existem dois tipos de filtração, a filtração inerente e a filtração adicional. A filtração inerente como o próprio nome indica corresponde à filtração proveniente dos componentes da própria ampola que o feixe atravessa, como o vidro e o óleo de arrefecimento. A filtração adicional corresponde ao conjunto de filtros que se adiciona com o objetivo de modificar o espectro do feixe. Os filtros adicionados absorvem os fotões menos energéticos. Normalmente o material mais utilizado nos filtros é o alumínio devido às suas óptimas características de absorção de fotões de baixa energia. A adição de filtros é vantajosa em termos clínicos, pois remove os fotões de baixas energias do feixe que não têm interesse para a imagem de radiodiagnóstico, acabando por reduzir a dose no paciente [de Lima 2005].

A Figura 3.7 ilustra as diferenças de um espectro em várias situações. A curva 1 representa uma recta teórica onde é evidenciado um espectro originado por electrões mo-

noenergéticos na ausência de qualquer tipo de atenuação. Este tipo de espectro nunca ocorre em ampolas de raios X visto que a camada superficial do próprio ânodo serve de filtro aos fótons de baixas energias. Tendo em consideração este facto, um espectro típico obtido na superfície do ânodo seria idêntico ao representado pela curva 2. A curva 3 representa o espectro à saída do tubo, onde se verifica uma ligeira diminuição da intensidade em relação à curva 2, isto acontece devido à filtração inerente da ampola como por exemplo a contribuição da atenuação pelo vidro da janela da ampola. A curva 4 representa o espectro após a filtração adicional, verificando-se uma grande diminuição da intensidade devido à contribuição da atenuação dos fótons pelos filtros. A última curva representa o espectro emergente do paciente, a forte diminuição da intensidade ocorreu devido à contribuição dos tecidos constituintes do corpo humano para atenuação dos fótons.

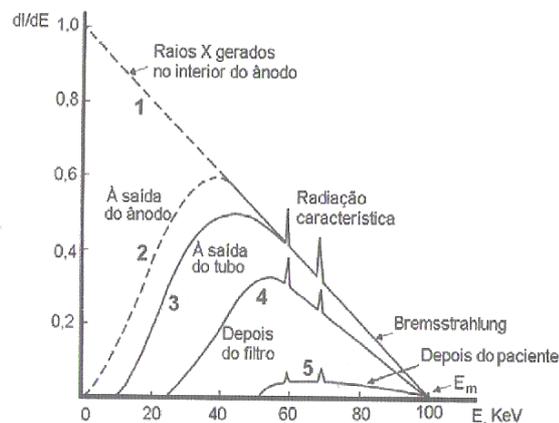


Figura 3.7: Intensidade dos fótons por unidade de energia dos fótons em função da energia dos fótons. E_m representa a energia máxima dos fótons do feixe. Curva 1 - espectro de raios X no ânodo sem nenhum tipo de filtração. Curva 2 - espectro à superfície do ânodo. Curva 3 - espectro à saída do tubo sem filtração adicional. Curva 4 - espectro com filtração adicional. Curva 5 - espectro do feixe emergente do paciente [de Lima 2005].

Podemos constatar que a filtração também aumenta a contribuição dos fótons de energias mais elevadas endurecendo o feixe de radiação. Os aparelhos de raios X utilizados em clínicas apresentam na sua constituição filtração adicional. No sentido de simular os feixes em radiodiagnóstico, foram caracterizados em trabalhos anteriores no LMRI, as qualidades de radiação segundo a norma IEC 61267. A caracterização consistiu na obtenção de HLVs (Half Value Layer) iguais aos estipulados pela norma através da utilização de diferentes placas de materiais com determinadas espessuras que constituem a filtração adicional. O tipo de materiais utilizados na filtração varia consoante o tipo de qualidade de radiação como indicado na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Filtração utilizada na simulação dos feixes para as diferentes qualidades de radiação de radiodiagnóstico.

Qualidade de Radiação	Origem dos Feixes	Materiais da filtração adicional
RQR	Feixes emergentes da ampola em diagnóstico convencional	Alumínio
RQA	Feixes emergentes do paciente em diagnóstico convencional	Alumínio
RQT	Feixes não atenuados com aplicações em TC	Alumínio + Cobre
Mamografia	Feixes emergentes da ampola em mamografia	Molibdénio

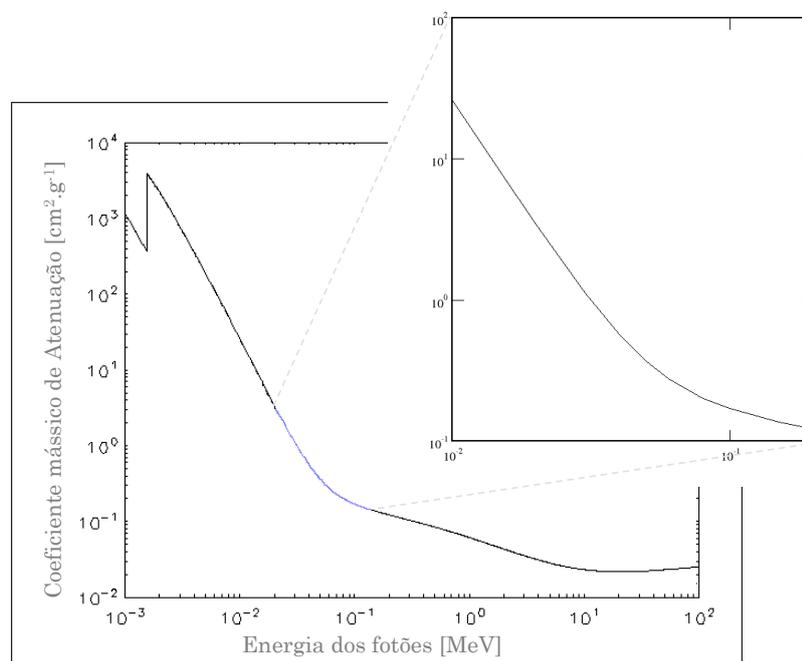


Figura 3.8: Coeficiente mássico de atenuação do alumínio em função da energia dos fótons com destaque para energias utilizadas em radiodiagnóstico. Adaptado de [NIST 2011].

As Figuras 3.8, 3.9 e 3.10 representam os gráficos dos coeficientes de atenuação em função da energia dos fótons para os diferentes materiais utilizados na filtração adicional. Nos gráficos é destacada a zona da curva correspondente aos típicos intervalos de energias dos fótons em radiodiagnóstico. Para o diagnóstico convencional e TC esse intervalo é compreendido em $[20; 150] \text{ keV}$, para a mamografia esse intervalo corresponde a $[10; 50] \text{ keV}$.

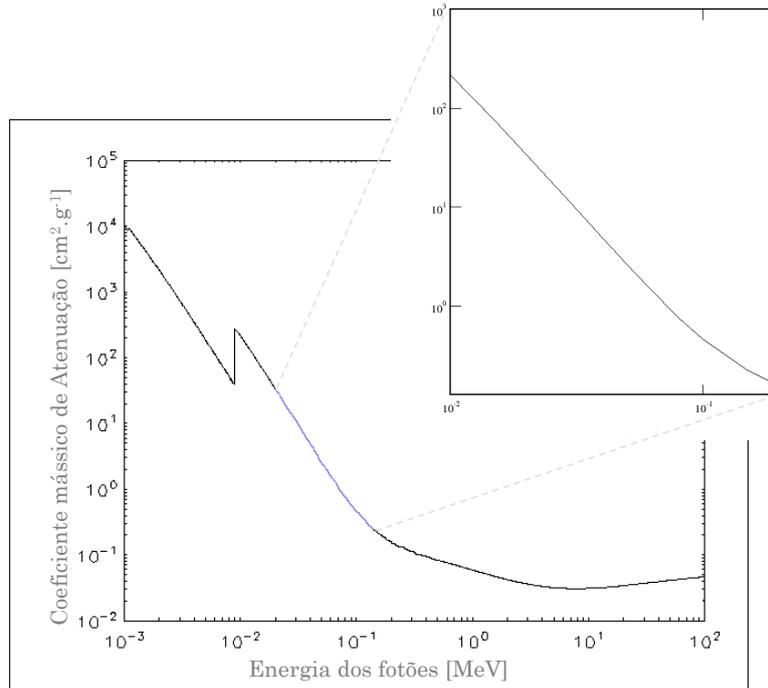


Figura 3.9: Coeficiente mássico de atenuação do cobre em função da energia dos fótons com destaque para energias utilizadas em radiodiagnóstico. Adaptado de [NIST 2011].

De acordo com as Figuras 3.8 e 3.9 verificamos que a contribuição dos filtros em alumínio e em cobre é idêntica. A utilização de filtros deste tipo contribui para a atenuação de fótons de baixa energia. No entanto a atenuação por filtros de cobre é mais acentuada que a dos filtros em alumínio. Os filtros de cobre são utilizados nas qualidades de radiação com aplicações em TC onde são utilizadas tensões na ampola bastante elevadas sendo, portanto, importante a atenuação de fótons que o alumínio não atenua. Assim, os filtros em cobre e também os de alumínio têm a função de endurecer o feixe, isto é, de transformar o feixe inicial num feixe com fótons mais energéticos.

Para efeitos de diagnóstico médico apenas importa a parte contínua do espectro de emissão. No entanto, a mamografia é exceção pois é utilizada a parte característica do espectro de raios X. Para que sejam utilizadas as riscas do espectro característico sem recorrer a energias elevadas, os ânodos dos mamógrafos são constituídos por materiais como o molibdénio ou o ródio. A utilização de ânodos neste material permitem, também, a diminuição da energia emitida comparativamente aos ânodos em tungsténio. A utilização de ânodos em tungsténio na mamografia com filtração em alumínio tem uma menor contribuição para o efeito fotoelétrico e uma maior contribuição para a dose absorvida, além disso o pico L do tungsténio aos 12 keV tem pouca importância em mamografia. O molibdénio é um material com características aceitáveis na mamografia, pois o seu espectro apresenta duas riscas K para energias úteis em mamografia, 17,4 keV e 19,6 keV. No sentido de aproveitar a descontinuidade K, são utilizados filtros em molibdénio que atenuam parcialmente os fótons de baixas energias e uma grande parte dos fótons de

energias superiores a 20 keV que se encontram após o segundo pico do espectro e que não contribuem para efeitos de diagnóstico mamográfico. Este efeito da descontinuidade K está bem esquematizado na Figura 3.11 [de Lima 2005].

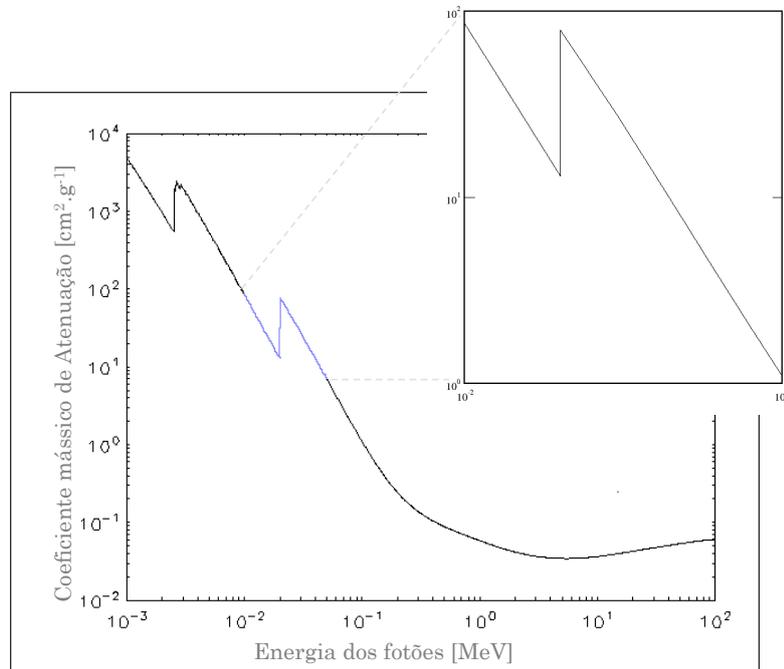


Figura 3.10: Coeficiente mássico de atenuação do molibdénio em função da energia dos fótons com destaque para energias utilizadas em mamografia. Adaptado de [NIST 2011].

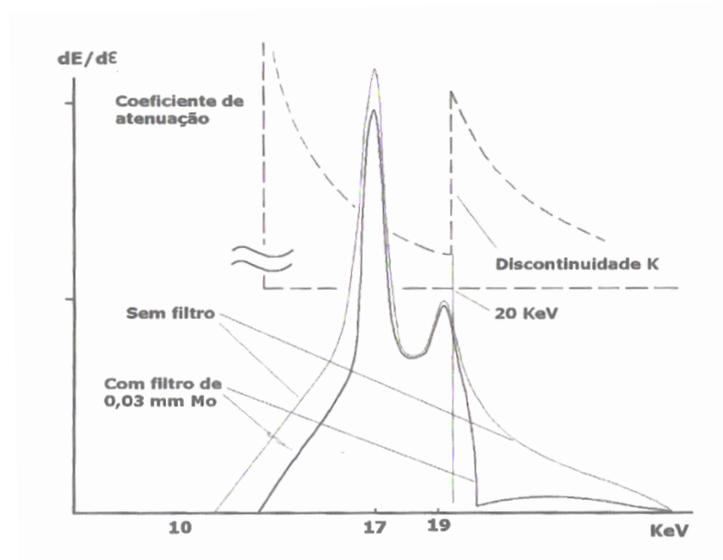


Figura 3.11: Efeito da descontinuidade K através de um filtro de 0,03 mm de Mo no espectro de energia dos raios X com ânodo em Mo para tensões anódicas de 30 keV [de Lima 2005].

3.1.4 Efeito Anódico

A direcção de emissão dos fótons resultantes da interacção de electrões com a matéria, depende principalmente da energia cinética dos electrões. Na gama de energia utilizadas em radiodiagnóstico os fótons resultantes são emitidos para ângulos próximos do noventa graus em relação à direcção do feixe de electrões incidentes no ânodo. Este facto explica a razão pela qual em ampolas de raios X o eixo da janela ser perpendicular ao eixo do feixe de electrões.

Devido à inclinação que o ânodo apresenta, a intensidade do feixe de raios X não é uniforme ao longo do eixo longitudinal como representado no esquema a) da Figura 3.12. Este fenómeno é denominado de efeito anódico.

A variação da intensidade resulta da absorção de alguns fótons no próprio alvo do ânodo. O esquema b) da Figura 3.12, representa a libertação de fótons num ponto do alvo, para ânodos com grande inclinação. Os fótons emitidos do lado do ânodo têm uma maior probabilidade de serem absorvidos, porque têm de percorrer um maior trajecto no material, em relação aos fótons emitidos do lado do cátodo. Consequentemente a intensidade do feixe de raios X é maior no lado do cátodo do que no lado do ânodo.

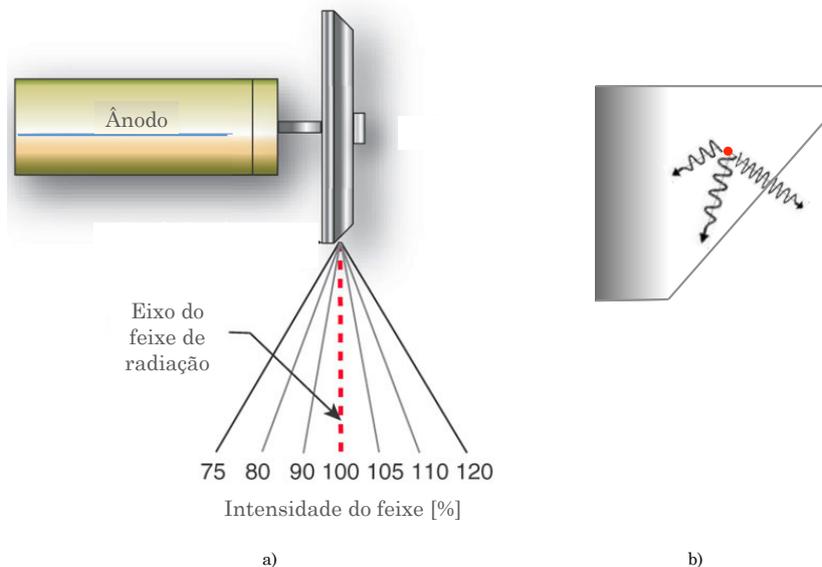


Figura 3.12: a) Variação da intensidade do feixe de radiação ao longo do eixo longitudinal. b) Diferentes percursos dos fótons produzidos num ânodo com grande inclinação. Adaptado de [WHS 2011].

3.1.5 Caracterização das Qualidades de Radiação

A qualidade de radiação em radiodiagnóstico pode ser caracterizada na sua totalidade através do seu espectro de emissão da fluência de fótons. No entanto, a espectroscopia de raios X requer uma considerável experiência, equipamentos específicos e tempo e por isso não é realizada na maioria dos laboratórios. A IEC 61627 estabeleceu parâmetros mais

simples usados para expressar as qualidades de radiação utilizadas em radiodiagnóstico, tais como a tensão na ampola, o primeiro e segundo HVL, o coeficiente de homogeneidade (quociente $\frac{K(1^{\circ}\text{HVL})}{K(0)}$) e a filtração adicional [IEC a].

3.1.5.1 *Half Value Layer - HVL*

O HVL ou a espessura semi-redutora é a espessura adicional, de um dado material, necessária para atenuar em 50% o feixe de raios X. O HVL é expresso em [mmAl] e, tal como o coeficiente de atenuação, é dependente da energia. Quanto maior for a energia dos fótons maior será o valor de HVL.

3.1.5.2 Coeficiente de Homogeneidade

O coeficiente de homogeneidade, dado pela equação 3.2 é um parâmetro adimensional que resulta na razão entre o primeiro (HVL1) e o segundo HVL. O segundo HVL (HVL2) corresponde à espessura de material necessária para atenuar o feixe de raios X para 25% da sua intensidade inicial.

$$h = \frac{HVL1}{HVL2} \quad (3.2)$$

O coeficiente de homogeneidade depende da filtração adicional utilizada, sendo que o seu valor diminui à medida que a largura do espectro aumenta [de Lima 2005].

3.1.5.3 Quociente $\frac{K(HVL1)}{K(0)}$

Este quociente é um parâmetro adimensional que resulta da razão entre o valor do kerma no ar, obtido quando o feixe atravessa placas de alumínio com espessura igual ao primeiro *HVL*, e o valor de kerma no ar obtido sem placas atenuadoras. Este parâmetro prevê se a qualidade de radiação está ou não bem caracterizada sendo para isso necessário cumprir a relação dada pela equação 3.3 [IEC a].

$$0,485 \leq \frac{K(1^{\circ}\text{HVL})}{K(0)} \leq 0,515 \quad (3.3)$$

3.2 Detectores de Radiação

Existem vários dispositivos que detectam a radiação, neste trabalho apenas faz sentido dar importância aos detectores gasosos. Um detector gasoso consiste num gás enclausurado ou não e num conjunto de eléctrodos positivo e negativo. Aos eléctrodos é aplicada uma diferença de potencial eléctrico. A posição e funcionamento dos eléctrodos depende do design e do modo de operação do detector. Neste trabalho foram apenas utilizados detectores com abertura para o exterior. Às medições com este tipo de detectores são

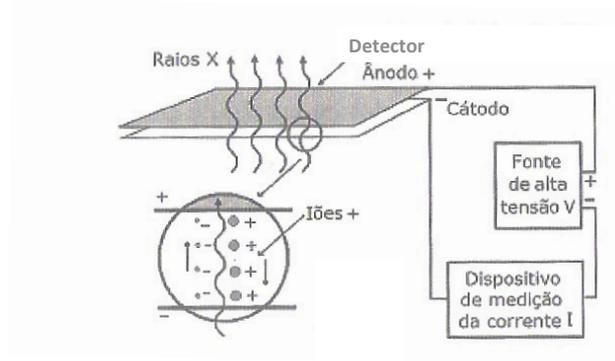


Figura 3.13: Representação esquemática do funcionamento de um detector de radiação [de Lima 2005].

aplicados factores de correcção que têm em conta as condições ambientais tais como temperatura, pressão, humidade entre outras.

A criação e o movimento de pares de iões resultantes da ionização de moléculas de um gás através da passagem de um feixe de radiação no gás, perturba externamente o campo eléctrico aplicado. Esta perturbação produz sinais eléctricos nos eléctrodos que podem ser medidos como carga, corrente ou tensão através de um electrómetro. Da medição destes sinais resultam informações acerca da energia das partículas ou da intensidade do feixe de radiação. A eficiência do detector está dependente da eficácia na produção de cargas, que é dependente do tipo de gás utilizado, da geometria do detector e do potencial aplicado aos eléctrodos [Knoll 1979, Ahmed 2007]. A Figura 3.13 apresenta um esquema simples do funcionamento de um detector de radiação.

3.2.1 Produção de Pares electrão-ião

Um parâmetro importante, sobretudo para os detectores gasosos, é a energia média necessária para criar um par electrão-ião num gás. Esta energia, descrita por W , varia com o tipo de partículas incidentes e com o tipo de gás existente no detector. É importante salientar que o valor de W é superior ao valor do potencial da primeira ionização do gás, pois nem toda a energia é utilizada para criar pares electrão-ião, uma parte dela é utilizada na excitação dos átomos. Os pares electrão-ião tanto podem resultar directamente da interacção do feixe de radiação incidente (ionização primária) como da interacção através de pares electrão-ião resultantes da ionização primária (ionização secundária). O valor de W representa o valor de todas as ionizações que ocorrem no volume activo do detector. Este parâmetro pode ser utilizado para determinar o número de pares de electrão-ião, N , produzidos, através da equação 3.4 [Ahmed 2007], que tem em conta o valor de energia ΔE que uma partícula deposita na zona activa.

$$N = \frac{\Delta E}{W} \quad (3.4)$$

Caso a partícula incidente deposite toda a sua energia o termo ΔE é dado simplesmente pela energia E da partícula, se partícula depositar uma parte da sua energia o valor de N é dado pela equação 3.5 [Ahmed 2007], que tem em consideração o poder de paragem e o caminho percorrido pela partícula, Δx .

$$N = \frac{1}{W} \frac{dE}{dx} \Delta x \quad (3.5)$$

3.2.2 Regiões de Operação dos Detectores Gasosos.

A Figura 3.14 mostra as diferentes regiões de operação de um detector gasoso. O detector pode operar em diferentes modos consoante a tensão de polarização que lhe é aplicado. Cada modo difere na quantidade de cargas produzidas e no seu movimento dentro do volume do detector. A escolha do modo de operação depende da aplicação que se pretende para o detector [Ahmed 2007].

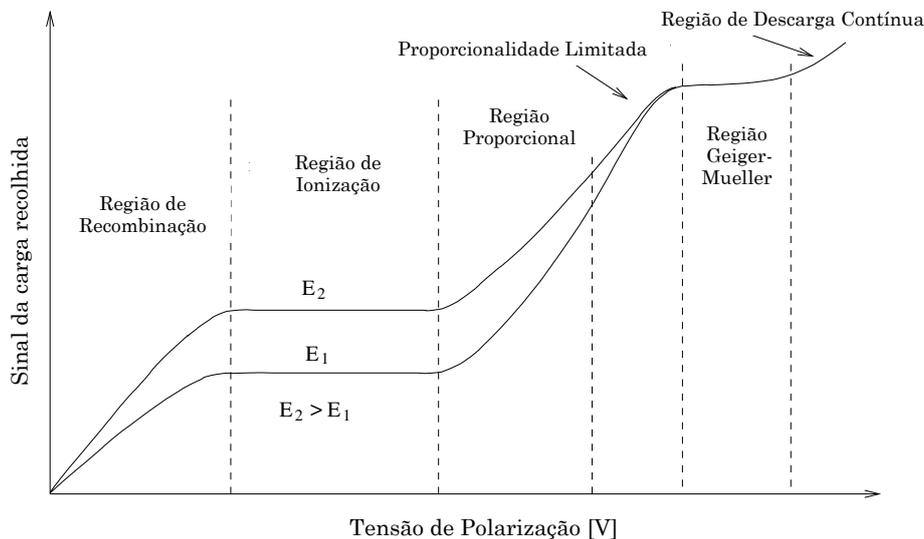


Figura 3.14: Modos de operação dos detectores para diferentes tensões de polarização. As duas curvas correspondem a feixes de radiação incidentes com diferentes energias (E_1 e E_2) [Ahmed 2007].

3.2.2.1 Região de Recombinação

Na ausência de um campo eléctrico as cargas produzidas pela passagem de radiação tendem a recombinar-se rapidamente formando moléculas neutras. Por aplicação de tensão de polarização algumas cargas tendem a migrar para eléctrodos opostos. Com a tensão a um valor considerável a taxa de recombinação dos pares electrão-ião diminui e a corrente que flui no detector aumenta. A região de recombinação corresponde assim à faixa de tensões baixas até à tensão cuja o valor da taxa de recombinação é pequeno. Pelo facto de nesta região existir uma considerável probabilidade de recombinação este modo de operação do detector é inútil à detecção da radiação.

3.2.2.2 Região de Ionização

Esta região corresponde ao modo em que todas as cargas foram colectadas de forma eficiente pelos eléctrodos. Neste caso por mais que se aumente a tensão de polarização não irá ocorrer alteração no valor da corrente medida. A corrente medida nesta região é denominada de corrente de saturação e é proporcional à energia depositada pela radiação incidente. Os detectores projectados para trabalhar nesta região são chamados de câmaras de ionização e foram os utilizados neste trabalho.

3.2.2.3 Região Proporcional

Da ionização primária resultam pares electrão-ião, estes por sua vez podem ter energia suficiente para produzir novos pares electrão-ião através de um processo denominado de ionização secundária. Este processo ocorre para um elevado potencial eléctrico entre os eléctrodos, onde as partículas carregadas atingem velocidades bastante elevadas. Apesar da energia dos iões aumentar com o aumento da tensão, devido à sua pequena massa, os electrões são os responsáveis pela ionização secundária. Esta multiplicação de cargas aumenta a intensidade do sinal eléctrico de saída que é proporcional ao número inicial pares electrão-ião primários.

3.2.2.4 Proporcionalidade Limitada

Com o aumento da tensão de polarização maior é a produção de cargas dentro do volume activo. Um vez que as cargas positivas são mais pesadas, estas movem-se mais lentamente que os electrões tendendo a formar uma nuvem de cargas positivas (iões) entre os eléctrodos. Esta nuvem funciona como um escudo para o campo eléctrico efectivo. Como consequência o número de cargas produzido não é seguramente proporcional ao número de cargas iniciais. A perda de proporcionalidade traduz-se na perda de linearidade, pelo que, os detectores não são operados nesta região.

3.2.2.5 Região *Geiger-Mueller*

Esta região corresponde ao modo de tensões de polarização que produzem campos eléctricos muito fortes. Um único par electrão-ião pode provocar uma avalanche de pares. O sinal de saída é independente da ionização primária, não é proporcional à energia depositada e não depende do tipo de radiação. Nesta região é possível contar as partículas incidentes individualmente, visto que cada partícula cria um elevado pulso eléctrico.

3.2.2.6 Região de Descarga Contínua

Para tensões muito elevadas ocorre uma descarga contínua no gás. Esta descarga contínua começa assim que um evento de ionização ocorre e não pode ser controlado, a

menos que se baixe a tensão aplicada. Neste modo não é possível a detecção de partículas. Os detectores de radiação não podem ser operados a tais tensões tão elevadas e portanto é preciso certificar de que a tensão aplicada permanece abaixo do limiar para a ocorrência deste processo.

3.2.3 Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização foram dos primeiros detectores de radiação a serem construídos. Estes dispositivos distinguem-se pela sua simplicidade e *design*. A sua alta sensibilidade, boa reprodutibilidade e boa estabilidade fazem deste tipo de detectores os mais utilizados, sobretudo em laboratórios de metrologia.

Neste trabalho a radiação foi detectada com recurso a câmaras de ionização abertas ou ventiladas (*vented ionization chamber*) que permitiram a medição de taxas de kerma no ar.

Existem vários tipos de câmaras de ionização e a sua utilização depende da aplicação a que é destinada. Neste trabalho foram utilizados três tipos de câmara de ionização: câmara cilíndrica, câmara de placas paralelas e câmara de ionização do tipo lápis. Uma propriedade importante nas câmaras de ionização utilizadas em dosimetria no radiodiagnóstico é o facto de estas serem ventiladas, isto é, o ar no seu interior deve comunicar com o ar exterior.

3.2.3.1 Câmara Cilíndrica

As câmaras de ionização cilíndricas, representadas na Figura 3.15, são mais utilizadas em radioterapia visto que apresentam uma resposta simétrica em relação ao eixo da câmara. Este tipo de câmaras deverá ser posicionado de maneira a que o eixo do cilindro fique perpendicular ao feixe de radiação incidente.



Figura 3.15: a) Câmara de ionização cilíndrica PTW - 23331. b) Representação esquemática de uma câmara cilíndrica [TRS 2007].

Neste trabalho este tipo de câmara de ionização foi utilizada somente na caracterização

dos perfis de campos de radiação, por apresentar um diâmetro pequeno (6 mm), o que permitiu a obtenção de perfis com uma boa resolução.

3.2.3.2 Câmara de Placas Paralelas

As câmaras de placas paralelas são o tipo de câmaras de ionização mais comuns na medição de kerma no ar em radiodiagnóstico. Estas são constituídas por duas placas paralelas que constituem eléctrodos planos, separadas num intervalo de poucos milímetros. Este tipo de câmaras são orientadas de modo a que o eixo do feixe da radiação seja perpendicular aos centros das placas. Estas câmaras têm a particularidade de apresentarem dois tipos de janelas, a de saída e a de entrada. A janela de entrada deverá estar posicionada de frente para o feixe de radiação [TRS 2007].

Neste trabalho a câmara de placas paralelas foi utilizada na dosimetria dos feixes para as diferentes qualidades de radiação. A Figura 3.16 representa a imagem da câmara utilizada.

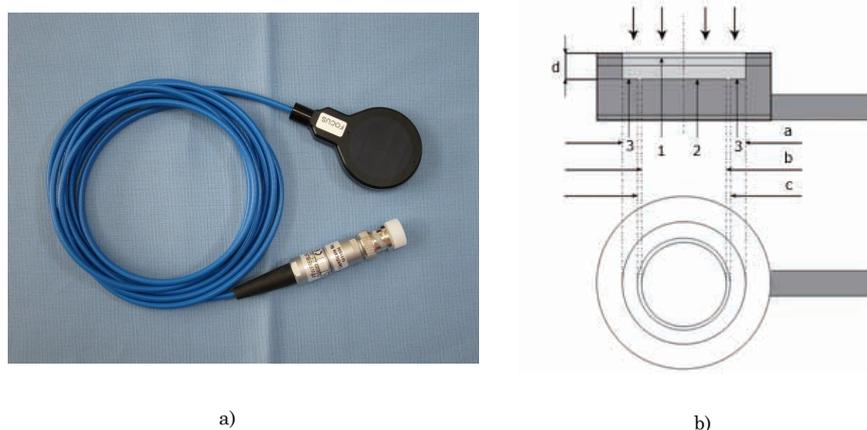


Figura 3.16: a) Câmara de ionização de placas paralelas PTW- 34069. b) Representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas: 1- eléctrodo de polarização; 2- eléctrodo de medição; 3- eléctrodo de guarda; a- diâmetro do eléctrodo polarizador; b- diâmetro do eléctrodo de medição; c- largura do eléctrodo de guarda; d- altura da cavidade de ar [TRS 2007].

3.2.3.3 Câmara de Ionização do tipo Lápis

A Figura 3.16 apresenta a imagem de uma câmara de ionização do tipo lápis. Este tipo de câmaras são utilizadas na dosimetria dos feixes de TC. Tratam-se de câmaras de forma cilíndrica abertas com um comprimento que pode variar entre 10 e 15 cm. Estas câmaras podem ser utilizadas para medições simples do kerma no ar, ou então na medição de doses estimadas através da sua introdução em fantasmas que atenuam a radiação primária e geram radiação dispersa de modo a simular o paciente [TRS 2007].

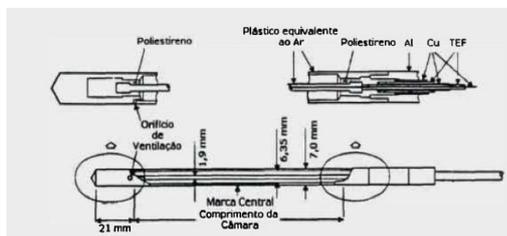
As câmaras de ionização do tipo lápis apresentam uma resposta uniforme em todos os ângulos em torno do seu eixo e ao longo do seu comprimento sensível, visto que em TC a

imagem é obtida por rotação da ampola de raios X em torno de um eixo.

Neste trabalho este tipo de câmara foi utilizada no estudo do melhor método de calibração de câmaras utilizadas na dosimetria em TC.



a)



b)

Figura 3.17: a) Câmara de ionização do tipo lápis PTW-77336. b) Representação esquemática de uma câmara do tipo lápis [TRS 2007].

Capítulo 4

Calibração de Câmaras para Radiodiagnóstico. Caracterização dos Equipamentos. Procedimentos.

4.1 Introdução

A dosimetria em radiodiagnóstico é uma área de extrema importância, pois permite estimar as doses recebidas pelos pacientes durante um exame. Os procedimentos de dosimetria em radiodiagnóstico foram recentemente estabelecidos pelo código da prática TRS 457 emitido pela IAEA [TRS 2007]. Estes procedimentos têm em geral o mesmo princípio, a medição do kerma no ar a partir dos diferentes dispositivos que utilizam ampolas de raios X em condições definidas. Os instrumentos adequados à dosimetria, os dosímetros, devem possuir uma calibração rastreada a um padrão primário através de um laboratório.

Neste capítulo será feita uma breve descrição dos principais órgãos do sistema internacional intervenientes nos processos de calibração, e referenciadas normas importantes à calibração de dosímetros aplicados ao radiodiagnóstico. Serão ainda referidos os equipamentos utilizados e realizada uma avaliação aos parâmetros necessários à calibração das câmaras de ionização. Será feita uma descrição da metodologia utilizada para o estudo das melhores condições para a calibração e da metodologia utilizada no estudo dosimétrico para as diferentes qualidades de radiação.

4.2 Calibração de Dosímetros

De acordo com o Vocabulário Internacional de Metrologia, a calibração é o nome dado ao conjunto de operações que estabelece, sob condições específicas, uma relação entre os valores indicados por um instrumento de medição e os valores correspondentes das

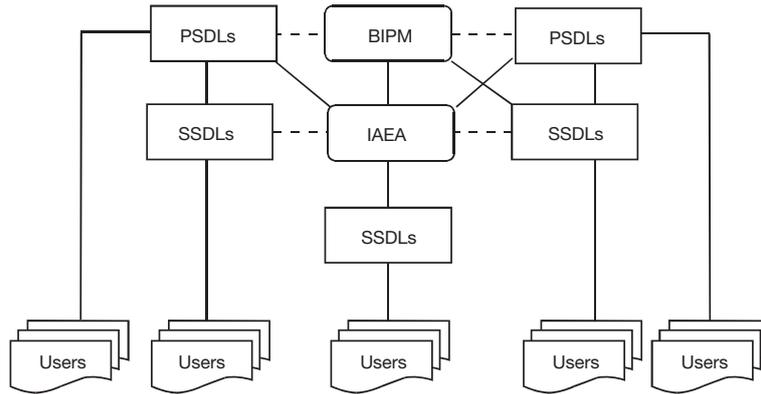


Figura 4.1: Sistema Internacional de Medidas para a metrologia da radiação ionizante. As linhas a tracejado indicam as intercomparações de padrões primários e secundários [TRS 2007].

grandezas, estabelecidas por padrões. A relação é denominada de coeficiente de calibração e é utilizado para converter o valor indicado pelo instrumento numa estimativa do valor real [Bur 2008b].

Os dosímetros utilizados na dosimetria devem estar calibrados com rastreabilidade ao Sistema Internacional de Unidades. O sistema é composto pelo BIPM, os laboratórios de dosimetria de padrões primários, *PSDLs* e os laboratórios de dosimetria de padrões secundários, *SSDLs*. O BIPM é o responsável por fornecer o sistema único e coerente de medidas em todo o mundo e a sua ligação com as outras instituições está apresentado na Figura 4.1. No mundo inteiro existem cerca de vinte países com *PSDLs* envolvidos na dosimetria das radiações, estes laboratórios não têm a capacidade de calibrar o número excessivo de dosímetros existentes em todo mundo. Na resolução deste problema foram criados os *SSDLs* com a função de realizarem serviços de metrologia segundo especificações determinadas pelos *PSDLs*. Tanto os *PSDLs*, como os *SSDLs* prestam serviços de calibração directamente aos utilizadores finais [TRS 2007]. A IAEA disponibiliza programas de acompanhamento e auditorias para os *SSDLs*, para ajudar a garantir que as normas divulgadas são mantidas dentro dos níveis aceites internacionalmente.

A nível nacional compete ao LMRI, enquanto laboratório nacional reconhecido pelo IPQ, garantir a rastreabilidade das calibrações.

4.2.1 Normas Internacionais e outras Referências

Para garantir a rastreabilidade entre *PSDLs*, *SSDLs* é necessário que as qualidades dos feixes implementados nos vários laboratórios sejam semelhantes. Neste sentido existem recomendações internacionais que definem parâmetros específicos para as qualidades dos feixes de radiação. No caso da uniformização entre os laboratórios das qualidades de radiação utilizadas em radiodiagnóstico existem diversos documentos, no entanto, as referências mais importantes são a Norma IEC 61267 e o código da prática TRS 457.

4.2.1.1 Norma IEC 61267

A IEC é a organização internacional responsável pelo controlo de todas as tecnologias e estudos em desenvolvimento. As suas recomendações são publicadas em normas e estão em constante revisão de modo a acompanharem os desenvolvimentos da tecnologia actual.

A primeira edição da norma relacionada com as características e propriedades de equipamentos para aplicações médicas, intitulada como IEC 1267, foi publicada em 1994. Esta norma estabelecia condições de radiações bem definidas com aplicações no radiodiagnóstico. No entanto devido ao rápido desenvolvimento das técnicas de radiodiagnóstico foi necessária a revisão da norma IEC 1267 sendo emitida uma segunda edição, a norma IEC 61267 *Medical Diagnostic X-ray equipment - Radiation Conditions for use in the determination of characteristics*.

Na norma IEC 61267 são descritos todos os procedimentos e parâmetros necessários ao estabelecimento das diferentes qualidades de radiação, características das várias técnicas de radiodiagnóstico [IEC a].

4.2.1.2 Código da prática para a dosimetria em radiodiagnóstico, TRS 457, IAEA

Este é o documento principal a partir do qual foi desenvolvido este trabalho. Publicado em 2007 pela IAEA, o código da prática para a dosimetria em radiodiagnóstico estabelece procedimentos para a calibração e realização de dosimetria em laboratórios bem como procedimentos para medições dosimétricas em clínicas ou hospitais. A implementação deste documento pretende diminuir as incertezas levantadas em processos de dosimetria e unificar as metodologias utilizadas a nível internacional [TRS 2007].

Neste código são descritos os procedimentos para as técnicas de radiografia convencional, radiografia dentária, fluoroscopia, mamografia e tomografia computadorizada. No entanto, para este trabalho foram relevantes os procedimentos das técnicas de radiografia convencional, mamografia e TC e também os capítulos que tratam dos procedimentos de calibração e dosimetria em laboratórios de metrologia.

4.2.1.3 ICRU 74

O relatório 74 é o primeiro da ICRU que especifica as grandezas e unidades assim como o cálculo de dose em radiodiagnóstico. Neste documento são encontrados métodos para a determinação de doses em órgãos e tecidos e também em regiões localizadas. Este relatório inclui ainda informações detalhadas sobre os coeficientes de conversão a aplicar para obtenção de doses em campos de imagem de raios X.

O conjunto de grandezas foi adoptada pelo código da prática TRS 457. No entanto existe um problema no uso do termo de “dose absorvida” visto que este não é facilmente

medido devido à falta de equilíbrio dos electrões secundários. Visto que a dose absorvida no ar é um parâmetro de difícil medição, foi acordado que os *PSDLs* mantivessem como padrões primários o kerma no ar para a calibração de dosímetros de uso em radiodiagnóstico. Neste sentido a ICRU e a IAEA recomendam a utilização do kerma no ar como base na determinação das grandezas medidas por dosimetria em radiodiagnóstico [Maeghzifene 2010].

4.2.1.4 Norma IEC 61674

A norma IEC 61674 *Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging*, é a norma que estabelece todas as exigências dos dosímetros. Visto que as medidas do kerma no ar têm de possuir uma boa precisão, estas devem ser determinadas por equipamentos de boa qualidade. Portanto, esta norma estabelece os requisitos para um bom nível do desempenho dos dosímetros e estabelece os métodos para a determinação da conformidade deste nível de desempenho [IEC b].

4.3 Instalações e Equipamentos utilizados

A parte experimental deste trabalho foi realizada no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) do ITN. O laboratório dispõe de várias salas. No entanto, para este trabalho, foi utilizada a sala 1, equipada com ar condicionado, onde se efectuaram as irradiações e a sala de comando, local onde se controla todo o processo e se registam todas as medições efectuadas. Os principais equipamentos utilizados para a realização do trabalho foram a ampola de raios X e câmaras de ionização. Foram ainda utilizados outros equipamentos como termómetro, barómetro e electrómetro essenciais às medições. O electrómetro é ligado às várias câmaras de ionização através de um cabo triaxial que aplica um potencial eléctrico e recolhe o sinal da medição. As câmaras de ionização utilizadas para medições de carga foram ligadas ao electrómetro da marca PTW modelo UNIDOS, enquanto que a câmara monitor PTW modelo 7861, foi ligada a um electrómetro da marca PTW, modelo IQ4. O termómetro digital utilizado mediu a temperatura através de uma sonda colocada na sala de irradiação. Para a medição da pressão atmosférica utilizou-se um barómetro analógico colocado na sala de comando que forneceu os dados nas unidades de hPa.

4.3.1 Ampola de Raios X

O potencial e os componentes da ampola são duas características importantes referidas nas normas IEC 61267. De acordo com a norma o potencial da ampola desempenha um papel decisivo, é essencial que este potencial seja de valor conhecido com uma incerteza

de 1,5 % ou 1,5 kV (nível de confiança $k=2$), e a percentagem de *ripple*¹ não deve exceder os 10% excepto no caso da mamografia que não deve exceder os 4%. Relativamente aos componentes da ampola as normas apenas se referem ao ânodo. O ânodo deve ser construído em tungsténio, não é exigido que o tungsténio seja puro, mas sim que seja “tungsténio rico” (por razões tecnológicas o tungsténio pode conter cerca de 10% de rénio). As normas exigem ainda que o ângulo de inclinação do ânodo relativamente ao feixe de electrões incidente não deverá ser inferior a 9°, pois para ângulos muito pequenos a filtração inerente da ampola é demasiado elevada e os valores de HVL tornam-se superiores aos estabelecidos, deixando a ampola de estar nas condições desejadas. Um outro aspecto importante que influencia a filtração inerente é a rugosidade do ânodo que se torna mais evidente com o envelhecimento da ampola [IEC a].

A ampola de raios X MCN-165 da Philips foi a ampola utilizada neste trabalho, de acordo com o seu manual de utilização esta funciona para uma tensão máxima de 160 kV e apresenta o ânodo em tungsténio com uma inclinação de 22° [MCN165]. A ampola apresenta um *ripple* de 5V por mA, considerando a corrente máxima utilizada de 5mA e uma tensão mínima de 20kV, o *ripple* será inferior a 0,13%. De acordo com estes e outros dados do manual assume-se que a ampola tem as condições necessárias para a realização do trabalho.

4.3.2 Filtração

Como vimos anteriormente existem dois tipos de filtração a filtração adicional e a filtração inerente. A filtração inerente é originada pelos componentes da ampola e é calculado através de metodologias e Tabelas expressas na norma ISO 4037-1 que associa a filtração dos vários componentes a uma determinada espessura equivalente de alumínio, sendo esta filtração expressa em [mmAl]. A filtração inerente pode variar ao longo do tempo, pelo que deve ser verificada periodicamente. Uma verificação da filtração inerente foi realizada recentemente. No estudo efectuado verificou-se que a filtração inerente da ampola utilizada é de 0,09 mmAl [Limede 2010]. Segundo a norma ISO 4037-1 uma ampola apenas deve ser utilizada caso a sua filtração inerente seja inferior a 3,5 mmAl [ISO]. Visto que a ampola respeita esta condição estamos nas condições de prosseguir com o trabalho.

A filtração adicional representa a espessura de alumínio, cobre ou molibdénio colocada antes da colimação. Esta filtração vai modificar, como vimos no capítulo 3, o espectro à saída da ampola sendo o HVL um parâmetro que depende da forma desse espectro. Os valores de HVL estão estipulados na norma IEC 61267 e permitem calcular a espessura da filtração a adicionar para cada qualidade de radiação. Esta espessura adicional já foi determinada para cada qualidade de radiação no LMRI em trabalhos anteriores e está

¹*ripple*: corresponde à pequena variação periódica da tensão (tensão de oscilação) numa fonte DC que deriva de uma fonte alterna, AC.

apresentada nas Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3. É importante salientar que a norma IEC 61267 exige que o material utilizado neste tipo de filtração apresente uma pureza de 99,9% e a sua espessura apresente um valor conhecido com uma incerteza associada de $\pm 0,01$ mm.

Tabela 4.1: Valores dos parâmetros estabelecidos pela norma IEC 61267 e valores obtidos no LMRI para as qualidades de radiação RQR [Limede 2010].

Qualidade de Radiação	Potencial no Tubo [kV]	Filtração Adicional [mm Al]	1° HVL [mm Al]		Coeficiente de Homogeneidade		K(HVL1)/K(0)
			IEC 61267	LMRI	IEC 61267	LMRI	
RQR2	40	2,50	1,42	1,42	0,81	0,81	0,500
RQR3	50	2,50	1,78	1,77	0,76	0,76	0,499
RQR4	60	2,75	2,19	2,19	0,74	0,73	0,500
RQR5	70	2,91	2,58	2,58	0,71	0,70	0,500
RQR6	80	3,10	3,01	3,01	0,69	0,68	0,500
RQR7	90	3,28	3,48	3,47	0,68	0,67	0,500
RQR8	100	3,47	3,97	3,97	0,68	0,66	0,500
RQR9	120	3,90	5,00	5,00	0,68	0,68	0,501
RQR10	150	4,65	6,57	6,57	0,72	0,71	0,500

Tabela 4.2: Valores da filtração adicional utilizada na obtenção de HVL no LMRI comparativamente aos valores de HVL da norma IEC 61267 para a qualidade de radiação RQA [Limede 2010].

Qualidade de Radiação	Potencial no Tubo [kV]	Filtração Adicional [mm Al]		1° HVL [mm Al]	
		Calculada	Fantoma	IEC 61267	LMRI
RQA2	40	2,50	4	2,2	2,2
RQA3	50	2,50	10	3,8	3,8
RQA4	60	2,75	16	5,4	5,5
RQA5	70	2,91	21	6,8	6,7
RQA6	80	3,10	26	8,2	8,0
RQA7	90	3,28	30	9,2	9,1
RQA8	100	3,47	34	10,1	10,0
RQA9	120	3,90	40	11,6	11,4
RQA10	150	4,65	45	13,3	13,1

Tabela 4.3: Valores da filtração adicional utilizada na obtenção de HVL no LMRI comparativamente aos valores de HVL da norma IEC 61267 para a qualidade de radiação RQT [Limede 2010].

Qualidade de Radiação	Potencial no Tubo [kV]	Filtração Adicional		1° HVL [mm Al]	
		Calculada [mm Al]	Fantoma [mm Cu]	IEC 61267	LMRI
RQT8	100	3,47	0,20	6,9	6,9
RQT9	120	3,90	0,25	8,4	8,5
RQT10	150	4,65	0,30	10,1	10,2

Relativamente à mamografia não foram utilizadas as qualidades de radiação definidas pela norma IEC 61267, mas as qualidades definidas pelo BIPM que utilizam uma ampola

com ânodo em tungstênio e uma filtração adicional igual para todas as qualidades em Molibdênio com $60 \mu\text{m}$ de espessura como apresentado na Tabela 4.4. A justificação para a não utilização das qualidades de radiação definidas pela norma IEC 61267, aplicadas à mamografia, é apresentada na secção seguinte.

Tabela 4.4: Valores da filtração adicional utilizada na obtenção de HVL no LMRI comparativamente aos valores de HVL do BIPM para qualidades de radiação utilizadas em Mamografia [Góis 2011].

Potencial no Tubo [kV]	Filtração Adicional [mm Mo]	1° HVL [mm Al]	
		BIPM	LMRI
23	0,06	0,332	0,359
25	0,06	0,342	0,369
28	0,06	0,356	0,387
30	0,06	0,364	0,396
35	0,06	0,388	0,427
40	0,06	0,417	0,463
50	0,06	0,489	0,549

4.3.3 Calibração de dosímetros aplicados à Mamografia

Na calibração de dosímetros devem ser utilizadas qualidades de radiação com espectros de emissão o mais idênticos possível aos espectros de radiação emitidos pelos dispositivos de raios X das clínicas [Witzani 2004]. Hoje em dia a maior parte dos mamógrafos utiliza ampolas com ânodo em molibdênio. No entanto, o LMRI não está equipado com ampolas com esta configuração. Na dosimetria não foram utilizadas as qualidades de radiação estipuladas pela norma IEC 61267, visto que estas exigem ampolas com ânodo em molibdênio. Visto que este problema ocorre em vários *PSDLs* e *SSDLs* do mundo, foram realizados estudos com o objectivo de estudar a diferença da utilização de dosímetros em mamografia calibrados por ampolas com ânodo em tungstênio. A Figura 3.3 representa o espectro de emissão de uma ampola com ânodo em molibdênio e de uma ampola com ânodo em tungstênio para uma tensão de 28 kV e uma filtração adicional em molibdênio. Verificam-se algumas diferenças nos espectros sobretudo para energias inferiores a 15 keV, onde na ampola com ânodo em tungstênio há uma maior emissão de fótons com baixas energias.

Um estudo realizado pelo BIPM verificou se esta diferença nos espectros era significativo para a resposta das câmaras de ionização. A Figura 4.3 apresenta um gráfico da resposta de uma câmara utilizada no estudo, onde são comparados os coeficientes de calibração em função do HVL para as diferentes qualidades de radiação obtidas pelo BIPM (ampola com ânodo em tungstênio) e o PTB (ampola com ânodo em molibdênio). No final do estudo conclui-se que os feixes em mamografia simulados a partir do ânodo em tungstênio e filtração em molibdênio estão em concordância com os feixes produzidos por ampolas com ânodo em molibdênio e filtração em molibdênio a um nível de 5 a 7 partes

em 1000 [Kessler 2007]. Conseqüentemente os feixes de radiação originados pela combinação W/Mo podem ser usadas para calibrar os dosímetros a serem usados nos feixes de Mo/Mo. Neste sentido o BIPM estabeleceu qualidades de radiação para a mamografia que utilizam ampolas com ânodos de tungstênio e filtração em molibdênio.

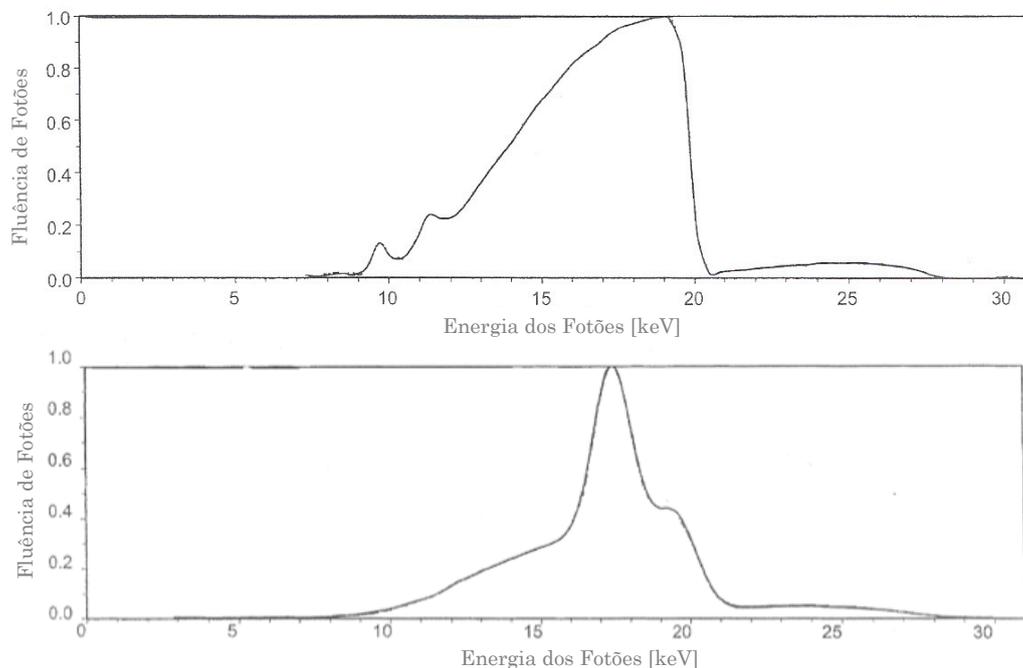


Figura 4.2: Espectro de emissão de raios X de ampolas com ânodos em tungstênio (cima) e ânodos em molibdênio (baixo) para uma tensão de 28 kV e uma filtração adicional com 0,06 mm (cima) e 0,03 mm (baixo) de molibdênio. Adaptado de [Witzani 2004].

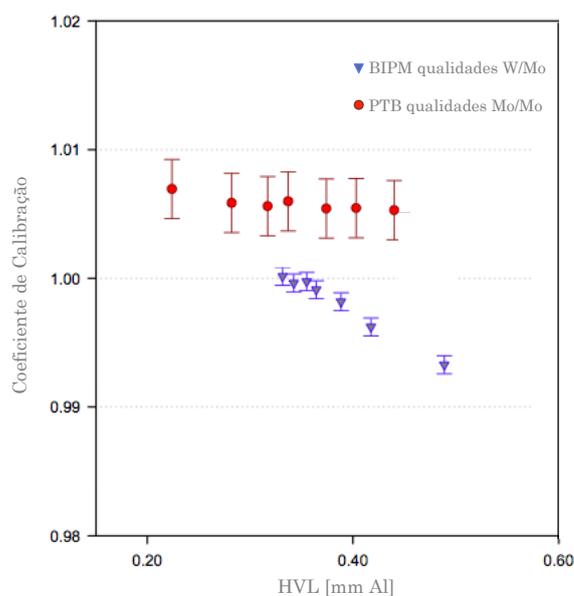


Figura 4.3: Coeficientes de calibração para a câmara de ionização Extradin A11TW-30061 calibrada com diferentes qualidades de radiação no PTB (ânodo e filtração em molibdênio) e no BIPM (ânodo em tungstênio e filtração em molibdênio). Adaptado de [Kessler 2007].

No sentido de eliminar a diferença no tipo de resposta das câmaras aos tipos de feixes produzidos por ampolas com diferentes ânodos, o BIPM emite nos seus certificados de calibração um factor de correcção associado ao tipo de feixe.

Este estudo apenas foi feito para os feixes que emergem directamente da ampola. O estudo das qualidades de radiação que simulam os feixes emergentes da mama, isto é de HVL superior, através da combinação de molibdénio e alumínio na filtração adicional, não foram ainda testadas no BIPM.

A câmara de ionização utilizada na dosimetria para as qualidades de radiação em mamografia foi calibrada primeiramente no BIPM, o certificado de calibração emitido apresenta os coeficientes de calibração para as qualidades que representam os feixes emergentes da ampola. No certificado de calibração do BIPM são também fornecidas medições da câmara para feixes produzidos numa ampola com ânodo em molibdénio com utilização de filtração adicional em molibdénio. De acordo com estas medidas adicionais os coeficientes de calibração são superiores em 0,7% para HVL da ordem dos 0,33 *mmAl* e superiores em 0,5% para HVL da ordem dos 0,37 *mmAl*. Assim na realização do estudo dosimétrico deve-se ter em conta a contribuição destas diferenças afim de se obterem valores mais próximos dos coeficientes de calibração para feixes produzidos por ampolas com ânodo em molibdénio.

4.3.4 Detector de Radiação

A norma IEC 61267 refere que um detector utilizado nas medições de kerma no ar deverá possuir as seguintes características:

- A dependência energética de resposta não deve exceder os $\pm 3\%$ sobre o intervalo das qualidades de radiação N15 a N200 estipuladas pela norma ISO 4037-1;
- A superfície de entrada correspondente ao volume sensível da câmara deve ser totalmente coberto pelo feixe de radiação;
- Os detectores devem ser sensíveis o suficiente, mesmo após a aplicação de filtração adicional ou fantasmas à montagem sugerida pela Norma;
- O detector deve possuir um intervalo de funcionamento para as taxas de kerma no ar em questão (com e sem aplicação de filtração adicional).

A norma IEC 61674 especifica com mais detalhe as características que os detectores devem possuir e a influência de factores externos nessas mesmas características e também o modo como devem ser operados os detectores. A Tabela 4.5 relaciona as condições de referência com as condições experimentais na utilização de detectores de radiação. Devido às diferenças entre as condições experimentais e as condições de referência são aplicados

as medições efectuadas factores de correcção (C_{PT}) de forma a que o valor experimental se aproxime do valor de referência.

Tabela 4.5: Condições de referência e condições padrão que influenciam o desempenho de um detector de Radiação. Apresentação das qualidades de referência para as três técnicas de radiodiagnóstico [IEC b].

Parâmetro	Valores de Referência	Valores Experimentais
Temperatura	+ 20 °C	+15 °C a +25 °C
Humidade Relativa	50 %	30% a 75%
Pressão do Ar	101,3 kPa	Pressão Atmosférica
Campo Electromagnético	Zero	Insignificante

Técnica	Qualidade de Radiação de referência
Radiografia Convencional	RQR5 e RQA5
TC	RQT9
Mamografia	28 kV

A dependência energética da resposta de um dosímetro é outro parâmetro importante, visto que os dosímetros apresentam diferenças de resposta para diferentes valores de HVL. A Tabela 4.6 mostra as especificações recomendadas para os dosímetros de referência. Na parte da dosimetria deste trabalho, o tipo de dosímetro de referência utilizado foi uma câmara de ionização de placas paralelas que apresenta uma resposta energética $\leq 2\%$.

Tabela 4.6: Especificações recomendadas para os dosímetros de referência em diagnóstico convencional, TC e mamografia [TRS 2007].

Aplicação	Tipo de detector	Gama de potencial na ampola [kV]	Erro Relativo Intrínseco [%]	Variação máxima da resposta energética [%]	Gama de taxa de kerma no ar [mGy/s]	
					Feixes não atenuados	Feixes atenuados
Radiografia Convencional	Cilíndrico ou placas paralelas	60 - 150	3,2	$\pm 2,6$	1 - 500	0,01 - 5
Mamografia	Placas paralelas	22 - 40	3,2	$\pm 2,6$	0,01 - 10	
TC	Tipo lápis	100 - 150	3,2	$\pm 2,6$	0,1 - 50	

A norma IEC 61674 refere também que na utilização dos detectores devem ser realizados um número suficiente de leituras de modo a limitar as flutuações que a leitura do instrumento possa apresentar. Outra condição importante, é a existência de um equilíbrio térmico entre o ambiente e as câmaras de ionização, por isso, no início de cada trabalho estas devem ter o potencial eléctrico aplicado num determinado tempo.

4.4 Procedimentos

4.4.1 Caracterização do Perfil do Campo de Radiação

Um dos importantes parâmetros na calibração das câmaras de ionização são as características do campo de radiação utilizado. Na caracterização do perfil do campo é importante verificar se o campo possui as dimensões iguais às especificadas pelo certificado de calibração da câmara de ionização, e se este é um campo uniforme e homogêneo. O procedimento para a caracterização do perfil do campo de radiação é apresentado nos seguintes pontos:

- A câmara de ionização deve ser posicionada de maneira a que o eixo do feixe de radiação intercepte o centro da câmara. Esta deverá ser colocada a uma distância, do foco ou da janela da ampola, igual à mencionada no seu certificado de calibração;
- A caracterização do perfil do campo de radiação deve ser realizada para o potencial na ampola descrito pela qualidade de radiação de referência. As qualidades de referência para as diferentes técnicas estão apresentadas na Tabela 4.5. A filtração adicional correspondente a cada qualidade de referência deve ser colocada após a janela da ampola e deve apresentar uma pureza igual ou superior a 99,9%;
- Após a filtração adicional deve ser utilizado um sistema de colimação que permita obter as dimensões do campo pretendidas;
- Deve ser feito um varrimento horizontal e um varrimento vertical num número limitado de pontos e a cada ponto deve ser registado um número significativo de medidas da carga (M). A cada medida deve ser aplicado um factor de correcção para a pressão e temperatura (C_{PT});
- No final devem ser obtidos dois gráficos um do varrimento horizontal e outro do varrimento vertical que indiquem os valores das medições efectuadas normalizadas à posição (0; 0) do detector. Deve ser considerado como posição (0; 0) o eixo do feixe de radiação;
- O diâmetro do campo corresponde à diferença dos valores nas posições que apresentem uma intensidade de 50% relativamente ao valor máximo registado;
- Nos gráficos são apresentadas zonas de patamar. Se nestas zonas os valores não variarem em mais de 5% podemos afirmar que o campo é uniforme para aquele varrimento. Caso esta uniformidade se verifique tanto no varrimento horizontal como no varrimento vertical diz-se que o campo é homogêneo.

As dimensões do campo estão dependentes do sistema de colimação. A uniformidade e a homogeneidade do campo são dependentes da inclinação do ânodo (efeito anódico) e do

tipo de filtração adicional utilizada. Tendo em conta estes dois aspectos é importante fazer um estudo adequado da colimação, da filtração a utilizar e também saber a inclinação do ânodo da ampola.

A caracterização do perfil do campo de radiação para as diferentes qualidades também pode ser realizado com recurso a radiografias. Após a revelação da radiografia devem ser obtidos por densitometria óptica os perfis de campo.

4.4.2 Dosimetria das Qualidades de Radiação

A dosimetria das várias qualidades de Radiação foi o objectivo principal deste trabalho. A dosimetria foi efectuada para as qualidades de radiação utilizadas nas três técnicas de radiodiagnóstico: mamografia, diagnóstico convencional e tomografia computadorizada. À excepção da mamografia a dosimetria dos vários tipos de qualidades de radiação foi efectuada seguindo os procedimentos estabelecidos pelo código da prática TRS 457 emitido pela IAEA.

4.4.2.1 Mamografia

O procedimento utilizado na dosimetria das qualidades de radiação que simulam os feixes emitidos das ampolas que constituem os mamógrafos foi a seguinte:

- A câmara de ionização deve ser posicionada de maneira a que o eixo do feixe de radiação intercepte o centro da câmara e esta deve ser colocada no plano de referência a 500 mm da janela da ampola de raios X (distância mencionada no certificado de calibração);
- Após a janela da ampola deverá ser colocada a filtração adicional, lâmina de molibdénio com 0,06 mm de espessura;
- O sistema de colimação colocado a seguir à filtração adicional deve garantir um campo com as dimensões iguais às especificadas no certificado de calibração, isto é um campo com um diâmetro de 84 mm;
- Com o objectivo de controlar as flutuações da intensidade do feixe de radiação resultado das flutuações da corrente no filamento deve ser utilizado após o colimador uma câmara monitor. A câmara monitor utilizada é da PTW, modelo 7861, ligada ao electrómetro PTW modelo IQ4 que fornecia um potencial eléctrico de +500V;
- O potencial aplicado à ampola deve ser a correspondente à qualidade de radiação em causa, como descrito na Tabela 4.4;
- Deve ser realizada uma série de 10 medições da carga (M) em cada 5 posições diferentes da câmara de ionização (no plano de referência, a 50 mm e 100 mm após

o plano e a 50 mm e 100 mm antes do plano) para cada qualidade de radiação. As medições efectuadas fora do plano têm como objectivo comprovar o correcto posicionamento da câmara de ionização no plano de referência, recorrendo para isso à lei do inverso do quadrado da distância;

- A cada medição efectuada deve ser aplicado um factor de correcção de pressão e temperatura (C_{PT}). Este valor deverá ser normalizado pelo valor obtido pela câmara monitor (U) também esta corrigida pelo factor C_{PT} . Para cada série de medições deve ser obtido o valor médio. A este valor médio deve ser aplicado o correspondente factor de calibração apresentado no certificado de calibração.
- Aos valores de kerma no ar (K_{ar}) obtidos deve ser calculada a incerteza ($u_{K_{ar}}$) associada;
- No final deve ser obtido um gráfico dos valores de kerma no ar obtidos em função do posicionamento da câmara. Através do ajuste de uma curva aos pontos do gráfico é possível confirmar o correcto posicionamento da câmara pela lei do inverso do quadrado da distância.

4.4.2.2 Diagnóstico Convencional

Neste tipo de técnica de radiodiagnóstico os tipos de feixes simulados utilizados foram os estipulados pela Norma IEC 61267. Os feixes simulados são representados por duas qualidades de radiação a RQR (*Radiation qualities in radiation beams emerging from the X-ray source assembly*) e a RQA (*Radiation qualities based on a Phantom made up of an aluminium added filter*). As qualidades RQR representam os feixes incidentes no paciente, ou seja os emitidos pela ampola, enquanto que as qualidades RQA representam os feixes emergentes do paciente.

O procedimento utilizado na dosimetria das diferentes qualidades de radiação que teve como base o código da prática TRS 457 e está descrito nos seguintes pontos:

- A câmara de ionização deve ser posicionada de maneira a que o eixo do feixe de radiação intercepte o centro da câmara e esta deverá ser colocada no plano de referência a 1000 mm do foco da ampola de Raios X (distância mencionada no código da prática TRS 457);
- Após a janela da ampola deverá ser colocada a filtração adicional correspondente a placas de alumínio com uma pureza mínima de 99,9%. No caso das qualidades RQR a espessura de alumínio utilizada varia consoante o potencial da ampola aplicado como indica a Tabela 4.1. No caso das qualidades RQA para além da espessura de alumínio utilizada como nas qualidades RQR deve ser aplicado uma espessura de alumínio que representa um fantoma com o objectivo de simular a presença do paciente como indica a Tabela 4.2;

- O sistema de colimação deve ser colocado a seguir à filtração adicional e deve garantir um campo com as dimensões iguais às especificadas no certificado de calibração, isto é, um campo com um diâmetro de 100 mm;
- Com o objectivo de controlar as flutuações do feixe de radiação resultado das flutuações da corrente no filamento deve ser utilizado após o colimador uma câmara monitor; A câmara monitor utilizada é da PTW, modelo 7861, ligada ao electrómetro PTW modelo IQ4 que fornecia um potencial eléctrico de +500V;
- O potencial aplicado à ampola deve ser a correspondente à qualidade de radiação em causa, como descrito nas Tabelas 4.2 e 4.3, contudo na Tabela 4.2 apenas interessa a qualidade RQA5;
- Deve ser realizada uma série de 10 medições da carga (M) em cada 5 posições diferentes da câmara (no plano de referência, a 100 mm e 200 mm após o plano e a 100 mm e 200 mm antes do plano). As medições efectuadas fora do plano tem como objectivo comprovar o correcto posicionamento da câmara de ionização no plano de referência, recorrendo para isso à lei do inverso do quadrado da distância;
- A cada medição efectuada deve ser aplicado um factor de correcção de pressão e temperatura (C_{PT}). Este valor deverá ser normalizado pelo valor obtido pela câmara monitor (U) também esta corrigida pelo factor C_{PT} . Para cada série de medições deve ser obtido o valor médio. A este valor médio deve ser aplicado o correspondente factor de calibração (N_K) apresentado no certificado de calibração.
- Aos valores de kerma no ar (K_{ar}) obtidos deve ser calculada a incerteza ($u_{K_{ar}}$) associada;
- No final deve ser obtido um gráfico dos valores de kerma no ar obtidos em função do posicionamento da câmara. Através do ajuste de uma curva aos pontos do gráfico é possível confirmar o correcto posicionamento da câmara pela lei do inverso do quadrado da distância.

4.4.2.3 Tomografia Computadorizada

As qualidades RQT (*Radiation qualities based on copper added filter*) simulam os feixes não atenuados provenientes dos tomógrafos, utilizadas na determinação de características em TC. Inicialmente de acordo com a norma IEC 61674 as câmaras de ionização tipo lápis utilizadas na medição de doses em TC eram calibrados pelas qualidades RQR9 e RQA9 (definidas pela norma IEC 1267 de 1994) que simulam os feixes emergentes da ampola e os feixes atenuados pelo paciente respectivamente. No entanto, com a revisão daquela norma e a publicação da norma IEC 61267 em 2005, estas qualidades foram substituídas

pelas qualidades RQT onde é utilizada uma filtração adicional em alumínio combinada com o fantoma em cobre.

O procedimento utilizado na dosimetria das qualidades de radiação RQT foi o mesmo utilizado na dosimetria das qualidades RQR's e RQA's. No entanto neste procedimento foram utilizadas as respectivas filtrações adicionais e os potenciais na ampola apresentados pela Tabela 4.3.

4.4.3 Métodos de Calibração de Câmaras de Ionização do tipo Lápiz

O tipo de detectores mais utilizado para o cálculo do CTDI, descritor de dose em tomografia computadorizada, são as câmaras de ionização do tipo lápis. Estas câmaras de ionização como vimos anteriormente apresentam uma geometria cilíndrica e um comprimento sensível que varia de modelo para modelo. O comprimento sensível de uma câmara deste tipo bem como outras das suas características podem ser determinados através de procedimentos descritos pela norma IEC 61674. No entanto, não existe em nenhuma norma um procedimento concreto para a calibração de câmaras deste tipo, pelo que os laboratórios de metrologia apresentam diferentes formas de calibração. De facto a calibração de câmaras deste tipo não é simples visto que a zona sensível à detecção, da câmara, se estende num determinado comprimento.

Existem pelo menos três métodos diferentes defendidos por diferentes entidades. Os metrologistas bem como alguns fabricantes das câmaras de ionização defendem que a câmara deve ser irradiada em todo o seu comprimento sensível, de modo a diminuir a contribuição da radiação dispersa. Os utilizadores de TC pensam que a irradiação da câmara deve ser efectuada num comprimento com cerca de 1 ou 2 cm de modo a simular a espessura dos feixes no tomógrafo. Nos vários procedimentos da norma IEC 61674, existe um que recomenda que a calibração de câmaras do tipo lápis deve ser realizada no seu centro irradiando aproximadamente 50 % dos seu comprimento sensível.

O procedimento descrito a seguir pretende estudar os diferentes métodos de calibração das câmaras de ionização do tipo lápis para que no fim, através dos resultados, se possa definir o melhor método para a calibração de câmaras deste tipo no LMRI. Apesar de não existir um procedimento geral para a calibração de câmaras deste tipo, o código da prática TRS 457 define aspectos importantes ao procedimento da calibração como a colimação e o posicionamento da câmara.

- A câmara de ionização deve ser posicionada de maneira a que o eixo do feixe de radiação intercepte o centro do comprimento sensível da câmara e esta deverá ser colocada no plano de referência a 1000 mm do foco da ampola de Raios X (distância do plano para o qual foi efectuada o estudo dosimétrico das qualidades RQT);

- Deve ser utilizado o sistema de colimação a seguir à filtração adicional igual ao utilizado na dosimetria do feixe. No entanto a código da prática TRS 457, define que deve ainda ser utilizado um sistema de colimação a 50 mm da câmara. Neste caso o colimador deve apresentar uma fenda rectangular com uma altura de pelo menos duas vezes o diâmetro externo da câmara. O colimador deve estar centrado com o centro do comprimento sensível e deverá apresentar uma abertura com um comprimento variável;
- Com o objectivo de controlar as flutuações do feixe de radiação resultado das flutuações da corrente no filamento deve ser utilizado após o primeiro colimador uma câmara monitor, referida nos procedimentos anteriores.
- A câmara é irradiada pela qualidade de referência em TC, a RQT9, descrita na Tabela 4.3;
- A câmara deve ser irradiada para diferentes aberturas do colimador, para cada abertura é realizada uma série de 5 medições da carga (M);
- A cada medição efectuada deve ser aplicado um factor de correcção de pressão e temperatura (C_{PT}). Este valor deverá ser normalizado pelo valor obtido pela câmara monitor (U) também esta corrigida pelo factor C_{PT} . Para cada série de medições deve ser obtido o valor médio.
- No final os resultados serão apresentados em dois gráficos. No primeiro gráfico será representado o valor da carga (M) medida em função do tamanho da abertura da fenda do colimador. O segundo gráfico representará os factores de calibração kerma no ar comprimento (N_{kl}), em função dos diferentes tamanhos da abertura do colimador;
- Devem ser obtidas radiografias do campo para diferentes tamanhos de aberturas do colimador de modo a caracterizar o perfil do campo de radiação, por densitometria óptica, no plano de referência.

Um outro estudo foi efectuando, onde a irradiação da câmara não foi apenas realizada a partir do seu centro, mas ao longo do seu comprimento sensível. Neste caso são utilizados três tamanhos fixos da abertura do colimador (0,5 cm, 1 cm e 2 cm). Com este estudo pretende-se verificar o comprimento sensível da câmara e por em prova um outro método de calibração. O valor do factor de correcção do kerma no ar comprimento, por este método, resultaria da média dos valores medidos nos vários pontos do comprimento sensível da câmara.

4.4.4 Testes metrológicos a uma Câmara aplicada à Dosimetria em TC

. Como descrito no capítulo seguinte o melhor método, de calibração de câmaras do tipo lápis, é o estabelecido pela IEC. Procedeu-se à realização de testes metrológicos a uma câmara do tipo lápis que possui um electrómetro próprio marca PTW modelo DALI-CT. O procedimento efectuado para a calibração está descrito nos seguintes pontos:

- A câmara de ionização do tipo lápis deve ser posicionada de maneira a que o eixo do feixe de radiação interceptasse o centro do comprimento sensível da câmara e este deve ser colocado no plano de referência a 1000 mm do foco da ampola de Raios X (distância do plano para o qual foi efectuado o estudo dosimétrico das qualidades RQT);
- O sistema de colimação deve ser formado por dois colimadores. O primeiro colimador colocado a seguir à filtração adicional tem como objectivo definir o feixe com as mesmas características do feixe utilizado na dosimetria. O segundo colimador foi colocado a uma distância de 50 mm da câmara, centrado, com o centro do comprimento sensível da câmara. Este deve possuir uma fenda rectangular com 20 mm de altura e uma abertura correspondente a 50% do comprimento sensível da câmara;
- A câmara é ligada ao seu próprio electrómetro e é irradiada para as diferentes qualidades RQT com a respectiva filtração adicional de acordo com a Tabela 4.3. Para cada qualidade devem ser realizadas séries de 10 medições. São registados em simultâneo os valores dados pela câmara monitor (U), ambos corrigidos pelo factor C_{PT} ;
- Cada valor dado pela câmara monitor é multiplicado pelo valor de kerma no ar comprimento de referência obtido a partir da dosimetria das RQT. Este último valor é dividido pelo valor dado pelo electrómetro da câmara de ionização do tipo lápis. Deste último quociente resulta o factor de correcção para cada medida.
- Dos vários factores de correcção obtidos deve ser calculado o valor médio do factor de correcção (X_{correc}) e o valor do erro intrínseco relativo para cada qualidade RQT.

4.5 Incertezas

Ao conjunto de operações que tem como finalidade determinar o valor de uma grandeza (mensuranda), chamamos de medição. O valor verdadeiro resultante de uma medição é algo indeterminável, pelo que, da medição resulta sempre um valor aproximado. À diferença entre o valor verdadeiro de uma grandeza e o valor médio obtido dá-se o nome de erro. Como o valor verdadeiro da medição é impossível de ser estimado, também não é

possível determinar o valor do erro. No entanto o valor deste erro pode ser estimado, este valor estimado é denominado de incerteza da medição. A incerteza é uma propriedade que deve acompanhar intrinsecamente toda a medição e é exprimida por dois parâmetros: intervalo e nível de confiança.

Existem dois tipos de incertezas, tipo A e tipo B [Bur 2008a]. As incertezas do tipo A estão associadas à dispersão de valores resultado de um certo número de medições. Este tipo de incertezas são avaliadas por tratamento estatístico. As incertezas do tipo B são avaliadas segundo informações acessórias e externas ao processo de medição, como informações provenientes do fabricante ou de certificados de calibração, de experiência anterior comprovada entre outras. Como grande parte do trabalho resultou de vários tipos de medições, é importante calcular as incertezas das medições efectuadas para que futuramente estas sejam utilizadas no cálculo das incertezas associadas à calibração de dosímetros.

Como vimos em capítulos anteriores na dosimetria em radiodiagnóstico é efectuado a medição de kerma no ar (K_{ar}) no ponto de referência, esta mensuranda dada em [mGy/um] é expressa segundo a equação 4.1.

$$K_{ar} = M^* \cdot N_k \quad (4.1)$$

Nesta equação M^* representa a medida da carga dada pelo electrómetro por unidade monitor [$C.um^{-1}$] corrigida para as condições de pressão e temperatura no laboratório no momento da medição. N_k representa o coeficiente de calibração em termos de kerma no ar obtido no laboratório padrão expresso em [$mGy.C^{-1}$]. Como podemos verificar a grandeza de kerma no ar está dependente de duas grandezas assim no cálculo da sua incerteza é necessário recorrer a lei da propagação de incertezas dado pela equação 4.2.

$$u_{K_{ar}}^2 = \left(\frac{\partial K_{ar}}{\partial M^*} \right)^2 \cdot u_{M^*}^2 + \left(\frac{\partial K_{ar}}{\partial N_k} \right)^2 \cdot u_{N_k}^2 \quad (4.2)$$

Nesta equação $\frac{\partial K_{ar}}{\partial M^*}$ representa o coeficiente de sensibilidade associado à estimativa da grandeza M^* e u_{M^*} a sua incerteza associada. Analogamente, $\frac{\partial K_{ar}}{\partial N_k}$ representa o coeficiente de sensibilidade associado à estimativa da grandeza do N_k e u_{N_k} a sua incerteza associada. A incerteza u_{N_k} é dada no certificado de calibração. Relativamente à incerteza u_{M^*} esta terá de ser calculada. O cálculo da incerteza u_{M^*} resulta novamente da aplicação da lei da propagação das incertezas. O parâmetro M^* , resulta do quociente entre a medida da carga lida no electrómetro M_1 , corrigida pelo factor de pressão e temperatura, expresso em [C], pelo valor medido na câmara monitor, U_1 , corrigido este também pelo factor de pressão e temperatura, representado pela equação 4.3.

$$M^* = \frac{M_1}{U_1} \quad (4.3)$$

A incerteza associada ao resultado dado pela equação 4.3, u_{M^*} , é expressa pela equação 4.4.

$$u_{M^*}^2 = \left(\frac{\partial M^*}{\partial M_1} \right)^2 \cdot u_{M_1}^2 + \left(\frac{\partial M^*}{\partial U_1} \right)^2 \cdot u_{U_1}^2 \quad (4.4)$$

Nesta equação $\frac{\partial M^*}{\partial M_1}$ e $\frac{\partial M^*}{\partial U_1}$, representam respectivamente os coeficientes de sensibilidade associados a estimativa das grandezas M_1 e U_1 . Os parâmetros u_{M_1} e u_{U_1} são incertezas associadas respectivamente às grandezas M_1 e U_1 e resultam novamente da aplicação da lei da propagação das incertezas. O parâmetro M_1 resulta da aplicação do factor de correcção de pressão e temperatura, C_{PT} , ao valor lido no electrómetro que se encontrou ligado à câmara de ionização, expresso em [C], representado pela equação 4.5. Na equação está também apresentado o parâmetro C_H , que corresponde à correcção da humidade para as condições de referência. De acordo com o código da prática TRS 457, para valores de humidade relativa entre os 30% e 80%, não necessário efectuar esta correcção. No entanto, apesar de não ser efectuada a correcção pode ser introduzida a incerteza associada a este parâmetro.

$$M_1 = M \cdot C_{PT} \cdot C_H = M \cdot \left(\frac{273,15 + T}{T_0} \cdot \frac{P_0}{P} \right) \cdot C_H \quad (4.5)$$

Nesta equação M representa a leitura dada pelo electrómetro, T representa a temperatura média durante as medições efectuadas, expresso em [°C], T_0 a temperatura de referência expresso em [K], P a pressão atmosférica média durante as medições efectuadas, expresso em [hPa] e P_0 a pressão atmosférica de referência expressa em [hPa].

A incerteza associada ao resultado dado pela equação 4.5, u_{M_1} é expressa pela equação 4.6.

$$u_{M_1}^2 = \left(\frac{\partial M_1}{\partial M} \right)^2 \cdot u_M^2 + \left(\frac{\partial M_1}{\partial T} \right)^2 \cdot u_T^2 + \left(\frac{\partial M_1}{\partial P} \right)^2 \cdot u_P^2 + \left(\frac{\partial M_1}{\partial C_H} \right)^2 \cdot u_{C_H}^2 \quad (4.6)$$

Nesta equação $\frac{\partial M_1}{\partial M}$, $\frac{\partial M_1}{\partial T}$, $\frac{\partial M_1}{\partial P}$ e $\frac{\partial M_1}{\partial C_H}$ representam respectivamente os coeficientes de sensibilidade associados a estimativa das grandezas M , T , P e C_H . Os parâmetros u_M , u_T , u_P e u_{C_H} são incertezas padrão combinadas associadas respectivamente às grandezas M , T , P e C_H . As incertezas padrão combinadas são obtidas através da combinação de incertezas do tipo A e do tipo B.

A incerteza padrão combinada u_{M_1} , resulta da soma do desvio padrão da média das

leituras registadas no electrómetro (incerteza do tipo A), da incerteza associada à resolução do electrómetro e da incerteza associada ao posicionamento da câmara (incertezas do tipo B). Tendo em conta estes aspectos, a incerteza padrão combinada relativamente à medida lida no electrómetro é dada pela equação 4.7.

$$u_M^2 = \left(\frac{S_M}{\sqrt{n}} \right)^2 + \left(\frac{S_{RE}}{\sqrt{3}} \right)^2 + u_D^2 \quad (4.7)$$

Na equação 4.7, S_M , corresponde ao desvio padrão experimental, n corresponde ao número de medições efectuadas, S_{RE} corresponde à resolução do electrómetro e u_D corresponde à incerteza associada ao posicionamento da câmara. As incertezas do tipo B são caracterizadas por uma distribuição de probabilidade rectangular pelo que o parâmetro S_{RE} é dividido pelo factor $\sqrt{3}$. A incerteza associada ao posicionamento da câmara, dada pela equação 4.8, resulta da diferença relativa entre valor da carga medida pelo electrómetro, M , e o valor da carga obtido pela lei do inverso do quadrado da distância, $M_{calculado}$, considerando que existe uma incerteza associada à distância de posicionamento da câmara de ± 1 mm.

$$u_D = \frac{\frac{M - M_{calculado}}{M_{calculado}}}{\sqrt{3}} \quad (4.8)$$

O parâmetro $M_{calculado}$ é dado pela equação 4.9, onde d corresponde à distância real do plano de referência (100 cm do foco para as qualidades RQR, RQA e RQT, e 50 cm da janela da ampola para as qualidades aplicadas à mamografia).

$$M_{calculado} = \frac{M \times d^2}{(d + 0,1)^2} \quad (4.9)$$

A incerteza padrão combinada u_T , dada pela equação 4.10, resulta da incerteza associada à resolução do termómetro, S_{RT} (incerteza do tipo B). Como esta incerteza é caracterizada por uma distribuição de probabilidade rectangular, a resolução do instrumento é dividida pelo factor $\sqrt{3}$.

$$u_T^2 = \left(\frac{S_{RT}}{\sqrt{3}} \right)^2 \quad (4.10)$$

A incerteza padrão combinada u_P , dada pela equação 4.11, resulta da incerteza associada à resolução do barómetro, S_{RP} (incerteza do tipo B). Como esta incerteza é caracterizada por uma distribuição de probabilidade rectangular, a resolução do instrumento é dividida pelo factor $\sqrt{3}$.

$$u_P^2 = \left(\frac{S_{RP}}{\sqrt{3}} \right)^2 \quad (4.11)$$

De acordo com a ICRU 31 ao ser considerado uma variação na correcção da humidade relativa entre os 30% e os 80%, ficamos com uma contribuição para a incerteza de 0,04% [LMRI 2011]. Como esta incerteza é caracterizada por uma distribuição rectangular, a incerteza padrão combinada u_H é dada pela equação 4.12.

$$u_{C_H}^2 = \left(\frac{0,0004}{\sqrt{3}} \right)^2 \quad (4.12)$$

Em relação ao estudo do parâmetro U_1 da equação 4.3, resulta da aplicação do factor de correcção de pressão e temperatura, C_{PT} , ao valor lido no electrómetro que se encontrou ligado à câmara monitora, representado pela equação 4.13. Apesar de não ter sido realizada a correcção para a humidade relativa, na equação está presente o parâmetro C_H que será útil para o cálculo da sua contribuição nas incertezas.

$$U_1 = U.C_{PT}.C_H = U. \left(\frac{273,15 + T}{T_0} \cdot \frac{P_0}{P} \right) .C_H \quad (4.13)$$

Nesta equação U representa a leitura dada pelo electrómetro da câmara monitor, T representa a temperatura média durante as medições efectuadas, expresso em [°C], T_0 a temperatura de referência expresso em [K], P a pressão atmosférica média durante as medições efectuadas, expresso em [hPa] e P_0 a pressão atmosférica de referência expressa em [hPa].

A incerteza associada ao resultado dado pela equação 4.13, u_{U_1} é expressa pela equação 4.14.

$$u_{U_1}^2 = \left(\frac{\partial U_1}{\partial U} \right)^2 .u_U^2 + \left(\frac{\partial U_1}{\partial T} \right)^2 .u_T^2 + \left(\frac{\partial U_1}{\partial P} \right)^2 .u_P^2 + \left(\frac{\partial U_1}{\partial C_H} \right)^2 .u_{C_H}^2 \quad (4.14)$$

O estudo desta incerteza é análogo ao da incerteza u_{M_1} , excepto para a incerteza padrão combinada u_U , que não tem em conta a incerteza associada ao posicionamento da câmara monitora, visto que esta se encontra fixa durante todo o processo. Esta incerteza padrão combinada, dada pela equação 4.15, resulta assim da soma do desvio padrão da média das leituras registadas no electrómetro da câmara monitor (incerteza do tipo A) e da incerteza associada à resolução do mesmo instrumento (incerteza tipo B).

$$u_U^2 = \left(\frac{S_U}{\sqrt{n}} \right)^2 + \left(\frac{S_{RU}}{\sqrt{3}} \right)^2 \quad (4.15)$$

Na equação 4.15, S_U corresponde ao desvio padrão experimental, n corresponde ao número de medições efectuadas, S_{RE} corresponde à resolução do electrómetro da câmara monitor.

A equação 4.2, pode ser desenvolvida a partir das equações, 4.4, 4.6, 4.7, 4.10, 4.11 e 4.14, resultando a equação 4.16. Esta é a equação geral que determina o valor da incerteza, expressa [$mGy/u.m.$], associada à medição do kerma no ar no ponto de referência.

$$\begin{aligned}
u_{K_{ar}}^2 = & \left(\frac{\partial K_{ar}}{\partial M^*} \right)^2 \cdot \left\{ \left(\frac{\partial M^*}{\partial M_1} \right) \cdot \left[\left(\frac{\partial M_1}{\partial M} \right)^2 \cdot u_M^2 + \left(\frac{\partial M_1}{\partial T} \right)^2 \cdot u_T^2 + \left(\frac{\partial M_1}{\partial P} \right)^2 \cdot u_P^2 + \left(\frac{\partial M_1}{\partial C_H} \right)^2 \cdot u_{C_H}^2 \right] + \right. \\
& \left. + \left(\frac{\partial M^*}{\partial U_1} \right) \cdot \left[\left(\frac{\partial U_1}{\partial U} \right)^2 \cdot u_U^2 + \left(\frac{\partial U_1}{\partial T} \right)^2 \cdot u_T^2 + \left(\frac{\partial U_1}{\partial P} \right)^2 \cdot u_P^2 + \left(\frac{\partial U_1}{\partial C_H} \right)^2 \cdot u_{C_H}^2 \right] \right\} + \left(\frac{\partial K_{ar}}{\partial N_k} \right)^2 \cdot u_{N_k}^2
\end{aligned}
\tag{4.16}$$

Capítulo 5

Resultados Experimentais

Neste capítulo serão apresentados todos os resultados obtidos bem como a apresentação de soluções para resoluções de problemas que ocorreram durante todo o trabalho experimental. As medições foram todas efectuadas no LMRI, do ITN.

A primeira parte deste capítulo refere-se aos estudos dos campos para as várias qualidades de radiação. Aqui serão apresentadas todas as metodologias utilizadas e também as características dos perfis dos campos de radiação.

Na segunda parte será apresentado o objectivo central deste trabalho, isto é, os valores de dose obtidos nos planos de referência com as respectivas incertezas. Na realização deste objectivo foram utilizados quatro certificados de calibração da câmara de ionização. Um dos certificados emitido pelo BIPM dedica-se aos estudos efectuados para qualidades de radiação em mamografia, os outros certificados emitidos pela IAEA apresentam os coeficientes de calibração da câmara para as qualidades referenciadas na norma IEC 61267 com aplicações em diagnóstico convencional e TC.

Devido às diferentes características dos dosímetros em TC, tais como geometria, modo de funcionamento entre outras, estes exigem um método de calibração especial. No final destes capítulo serão apresentados os resultados do estudo de metodologias de calibração de câmaras do tipo lápis e também os resultados da calibração de um dosímetro deste tipo.

5.1 Caracterização do Perfil do Campo de Radiação

5.1.1 Mamografia

De acordo com o certificado de calibração emitido pelo BIPM, o campo utilizado para a determinação dos coeficientes de calibração nas qualidades de radiação aplicadas à mamografia apresentou um diâmetro de 84 mm no plano de referência (plano situado a 500 mm da janela da ampola de Raios X). Começou-se por fazer um estudo das dimensões do campo de radiação com recurso a colimadores com diferentes aberturas. Este estudo

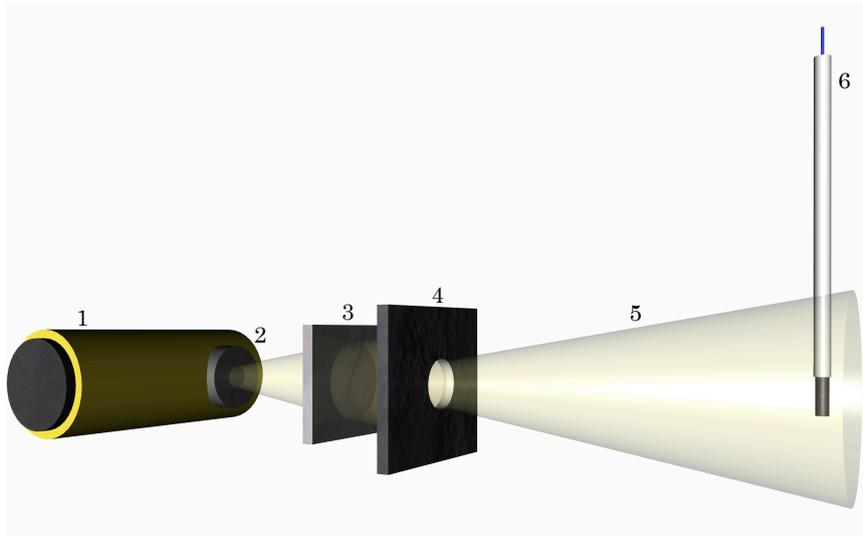


Figura 5.1: Esquema da montagem experimental utilizada na medição do perfil de campo de radiação para a qualidade de radiação de referência em mamografia. 1 - Ampola de Raios X; 2 - Janela da ampola de raios X; 3 - Filtração adicional (0,06 mm de Molibdênio); 4 - Colimador com determinada abertura; 5 - Feixe de Radiação; 6 - Câmara de Ionização PTW-23332 posicionada a 500 mm da janela da ampola de raios X.

permitiu calcular as dimensões da abertura do colimador que permitisse obter o campo pretendido através do ajuste de uma recta aos pontos do gráfico que relaciona as dimensões do campo com a abertura do colimador.

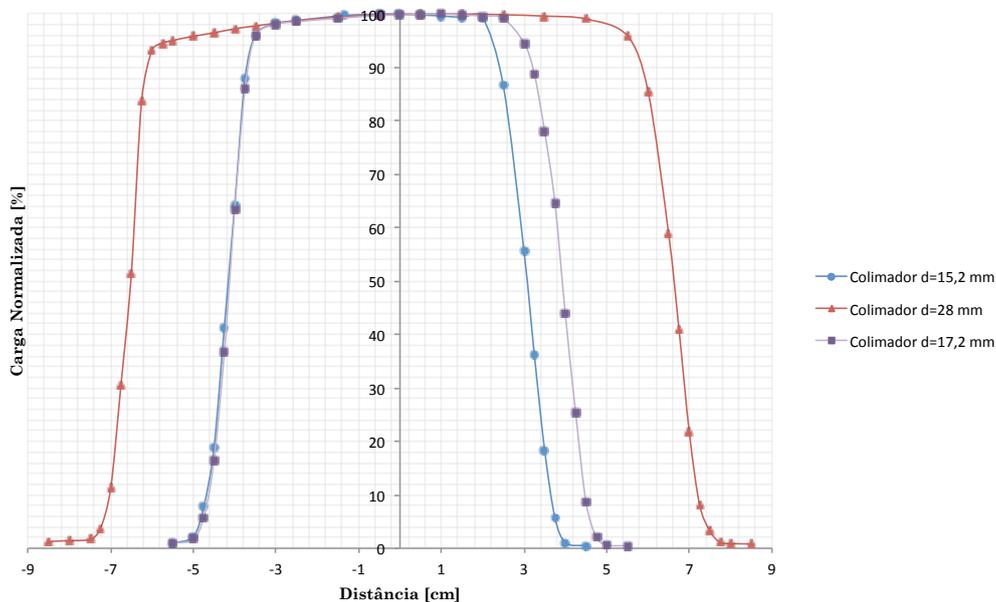


Figure 5.2: Representação normalizada dos perfis de campo de radiação para colimadores com aberturas de diferentes diâmetros.

A caracterização destes três campos foi realizada através da utilização de uma câmara de ionização do tipo cilíndrica da PTW-Freiburg modelo com a referência 23332 e número

de série 824 com um volume de $0,3 \text{ cm}^3$ à qual foi aplicado um potencial eléctrico de $+400V$. O arranjo experimental utilizado está apresentado na Figura 5.1 e no primeiro estudo foram efectuados apenas varrimentos horizontais ou seja variação da posição da câmara de ionização ao longo do eixo horizontal.

Em cada posição da câmara foram registados três valores de carga (M) medidos por um electrómetro PTW modelo UNIDOS. A cada valor foi aplicado o factor de correcção de pressão e temperatura (C_{PT}) com objectivo de normalizar as medições efectuadas às condições de referência. A Figura 5.2 representa o conjunto de gráficos dos resultados normalizados dos perfis de campos para colimadores com diferentes aberturas. O ponto 0 das abcissas corresponde à posição do eixo do feixe de radiação.

Table 5.1: Diâmetros dos campos de radiação para colimadores com aberturas de diferentes diâmetros.

Diâmetro da abertura do colimador [mm]	Diâmetro do campo de radiação [mm]
15,2	72
17,2	80
28	131

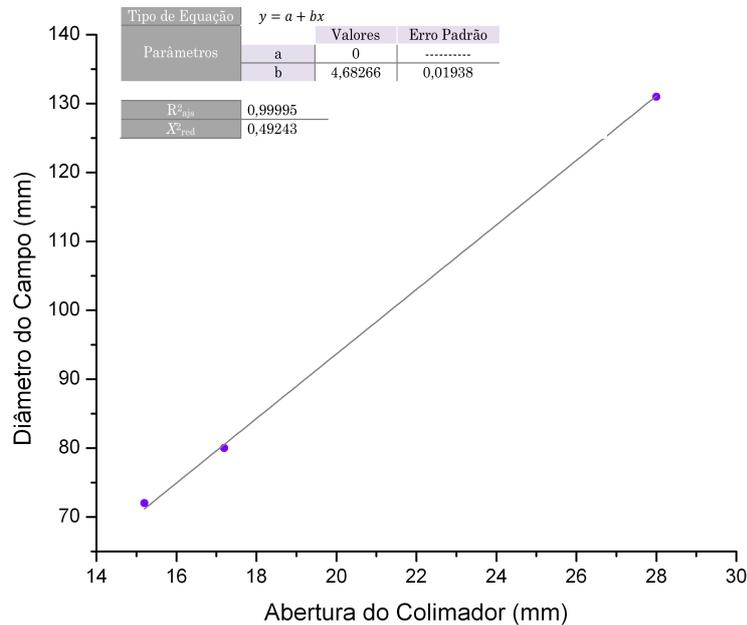


Figura 5.3: Diâmetros dos campos de radiação em função do diâmetro da abertura de colimadores para a qualidade de radiação de referência com aplicação em mamografia.

Os limites da dimensão do feixe correspondem ao pontos com uma intensidade de 50% do valor máximo. A Tabela 5.1 representa o valor do diâmetro dos campos de radiação para os colimadores com aberturas de diferentes diâmetros. A partir dos resultados foi

possível construir um gráfico do diâmetro dos campos de radiação em função da abertura do colimador, com o ilustra a Figura 5.3,

A partir do gráfico da Figura 5.3 verificamos uma linearidade entre os dois parâmetros e um bom ajuste dos pontos à recta. Com a equação obtida por regressão linear foi possível determinar o valor do diâmetro da abertura do colimador necessária para obter um campo de radiação igual ao estipulado pelo certificado de calibração. Utilizou-se um diâmetro de campo de 85 mm (valor inicialmente indicado pelo BIPM) e conclui-se que para se obter esse campo é necessário utilizar um colimador com um diâmetro de 18,2 mm de abertura.

Para comprovar o resultado obtido para o diâmetro do colimador realizou-se um estudo geométrico. A primeira parte do estudo geométrico consistiu em determinar o foco da ampola, para isso recorreu-se ao teorema de Tales. Com este teorema e com as dimensões de um campo de radiação dado por um colimador, foi possível calcular a posição do foco do feixe de radiação de acordo com a representação esquemática da Figura 5.4 e da equação 5.1.

$$\frac{A2}{d3} = \frac{A1}{d1}$$

$$\frac{A2}{d1 + d2} = \frac{A1}{d1} \quad (5.1)$$

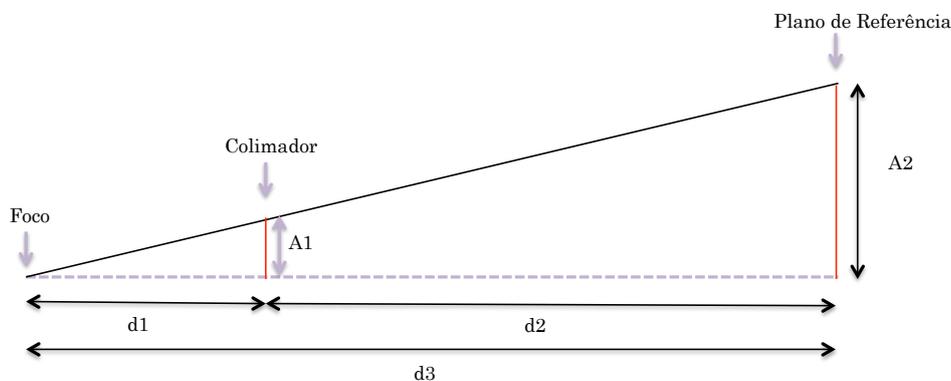


Figura 5.4: Determinação do foco do feixe de radiação através do teorema de Tales.

Sabendo a dimensão do campo (A2) para o colimador com dimensão A1 de abertura e a distância do plano de referência ao colimador (d2), por aplicação da equação 5.1 concluímos que a distância do foco ao colimador (d1) é de 113,05 mm e consequentemente a distância d3 é de 415 mm. Sabendo a posição do foco em relação ao colimador é possível determinar o diâmetro da abertura do colimador. Através da Figura 5.5 e das equações 5.2 e 5.3 verifica-se que para se obter um campo de radiação com um diâmetro de 85 mm é necessário a utilização de um colimador com um diâmetro de 18,2 mm de abertura. Verifica-se que os resultados obtidos geometricamente comprovam os resultados obtidos

experimentalmente. Após este estudo foi mandado construir nas oficinas do ITN um colimador segundo o projecto apresentado no apêndice B.

$$r = 42,5 - \left[\tan\theta \times (528,05 - 113,05) \right] = 42,5 - \left[\frac{42,5}{528,05} \times 415 \right] = 9,1 \quad (5.2)$$

$$d = 2r = 18,2 \quad (5.3)$$

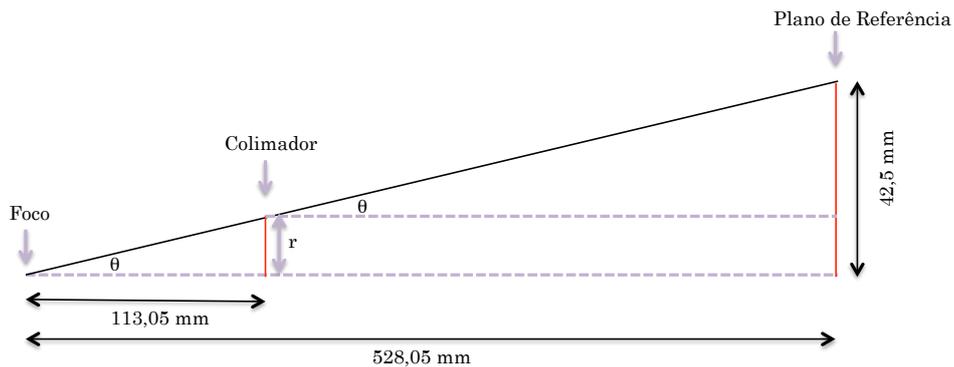


Figura 5.5: Estudo geométrico na determinação do diâmetro da abertura do colimador para um campo de radiação com 85 mm de diâmetro.

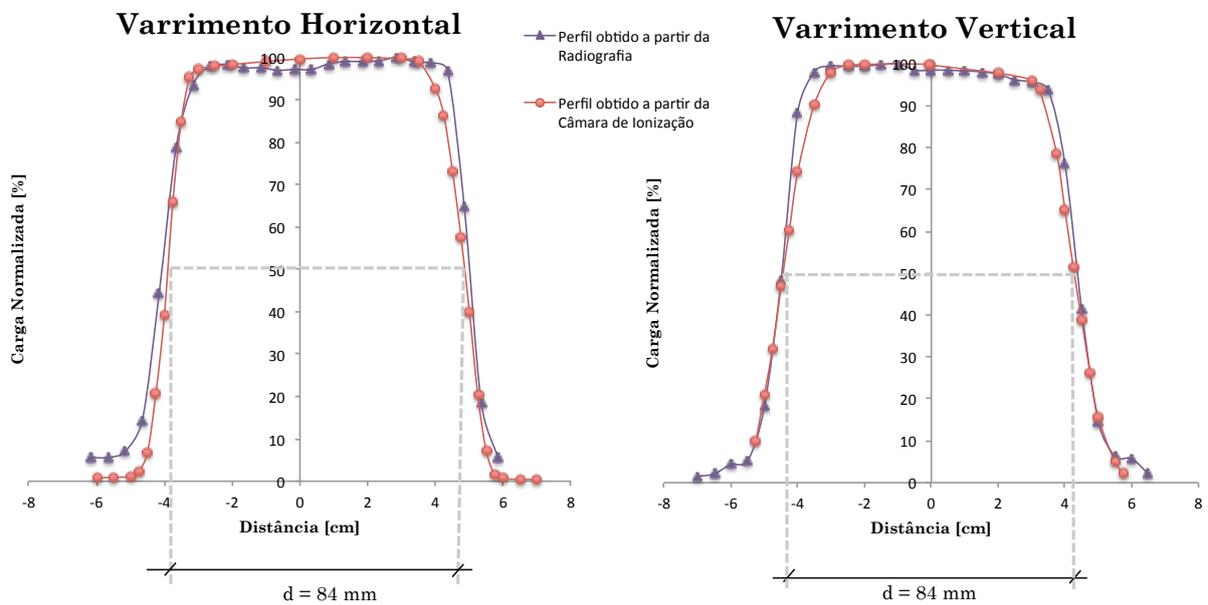


Figura 5.6: Representação normalizada dos perfis de campo de radiação, com utilização do novo colimador. Perfis obtidos a partir de medidas efectuadas com uma câmara de ionização e por densitometria óptica de uma radiografia (apêndice C) do campo para varrimentos horizontal e vertical.

Para estudar a dimensão, a uniformidade e a homogeneidade do campo de radiação realizaram-se varrimentos horizontal e vertical que definem o centro do plano de referência.

Os varrimentos foram determinados por duas técnicas diferentes, através da câmara de ionização e através da densitometria óptica de uma radiografia. A Figura 5.6 mostra uma favorável correlação entre os resultados obtidos pelas duas técnicas e conclui-se que o campo obtido a partir da câmara de ionização apresenta um diâmetro de 84 mm ¹, valor bastante próximo do pretendido e igual ao indicado pelo certificado de calibração emitido pelo BIPM. A radiografia apresenta um campo ligeiramente superior segundo o eixo horizontal.

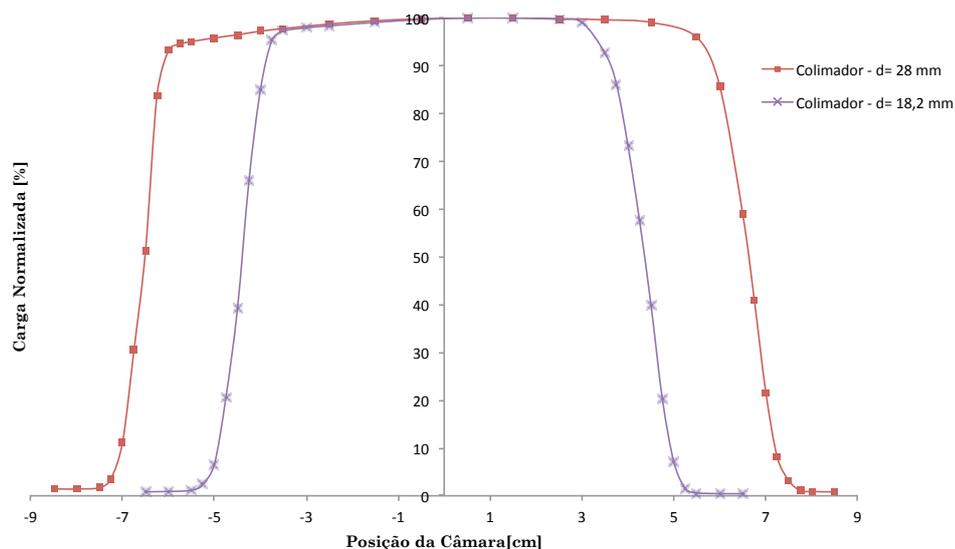


Figura 5.7: Representação normalizada do perfil de dois campos de radiação (varrimento horizontal) para colimadores com aberturas de diâmetros diferentes.

De acordo com os gráficos verifica-se que a distribuição angular da intensidade do feixe não é totalmente uniforme, devido ao efeito anódico. Como a diferença entre os valores do patamar não excede os 5%, o campo satisfaz o critério da Norma. No entanto, podemos melhorar esta uniformidade através do deslocamento do colimador. A Figura 5.7 mostra o perfil de dois campos de radiação, um obtido com o novo colimador e o segundo obtido com um colimador com uma abertura de diâmetro maior. De acordo com o gráfico podemos verificar que é possível deslocar o colimador para a direita (no sentido de eliminar a contribuição dos fótons de baixa energia resultantes do efeito anódico).

Dos estudos geométricos à escala e cálculos realizados concluí-se que para deslocar o campo de radiação 1 cm é necessário deslocar o colimador 2 mm como mostra a Figura 5.8. Após o estudo recorreu-se às oficinas do ITN, onde se fizeram as alterações no colimador.

Após a modificação do colimador, efectuou-se novamente a montagem experimental como indicado na Figura 5.1 e obteve-se novamente os perfis de campo através do varrimento vertical e do varrimento horizontal. Foram também realizadas radiografias ao novo

¹Embora os cálculos do colimador fossem realizados para a obtenção de um campo de 85 mm devido ao processo de maquinação nas oficinas do ITN verificou-se que o colimador origina um campo de 84 mm que, por mero acaso está de acordo com o campo utilizado pelo BIPM.

campo deslocado.

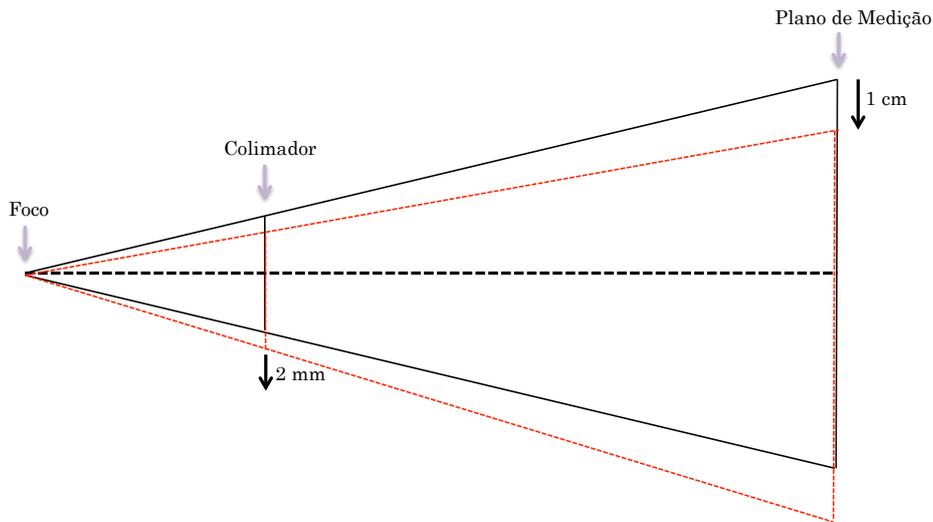


Figura 5.8: Representação esquemática do deslocamento do colimador e o consequente deslocamento do campo de radiação.

O estudo dos perfis de campo estão apresentados na Figura 5.9, verificamos que o deslocamento horizontal do colimador melhorou a uniformidade do patamar em 1,7%, sendo este representado por uma linha recta paralela ao eixo das abcissas. Relativamente ao varrimento vertical nota-se ainda uma ligeira diferença entre os valores do patamar, no entanto, esta é insignificante visto que é muito inferior a 5%.

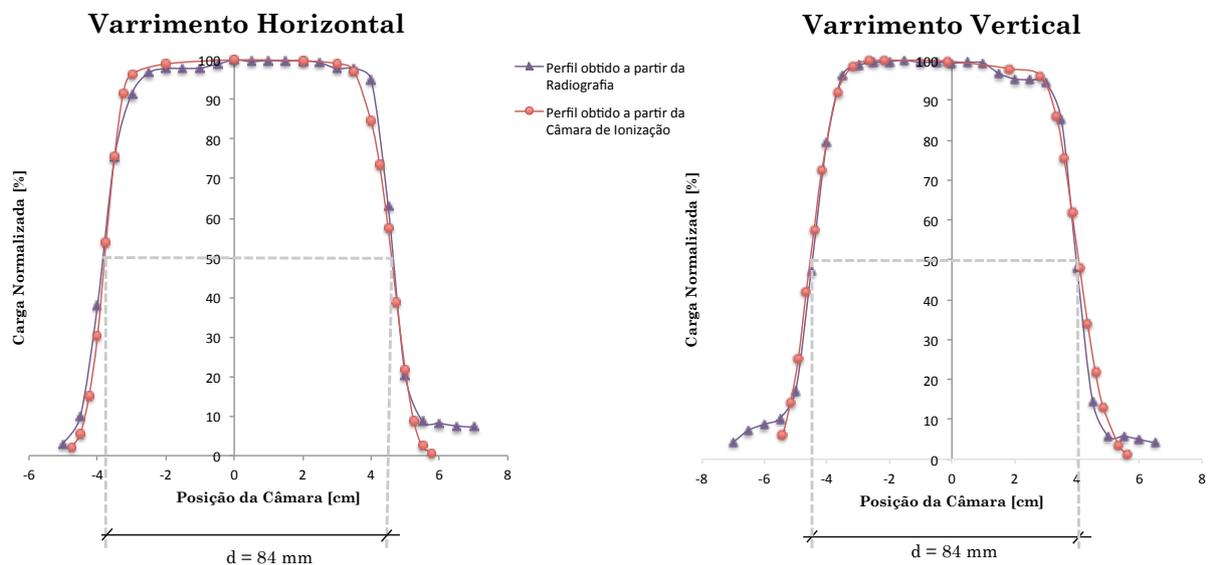


Figura 5.9: Representação normalizada dos perfis de campo de radiação, com utilização do novo colimador deslocado 2 mm. Perfis obtidos a partir de medidas efectuadas com uma câmara de ionização e por densitometria óptica de uma radiografia (apêndice C) para varrimentos horizontal e vertical com indicação do diâmetro do campo de radiação.

Realizado o estudo do perfil de campo de radiação para a qualidade de radiação de

referência em mamografia podemos concluir que este é homogêneo visto que tanto no varrimento horizontal como no varrimento vertical os campos são considerados uniformes. Além de homogêneo o campo possui dimensões iguais ao campo referido no certificado de calibração. Visto que as características do campo de radiação estão de acordo com o exigido pelas normas e o certificado de calibração emitido pelo BIPM estamos preparados para a realização da dosimetria dos feixes das várias qualidades de radiação aplicadas à mamografia.

5.1.2 Diagnóstico Convencional e TC

De acordo com o certificado emitido pela IAEA, o campo utilizado na determinação dos coeficientes de calibração, das qualidades RQR, RQA e RQT, apresentou um diâmetro de 10 cm, a 1 metro de distância do foco da ampola. Conclui-se que para a obtenção de um campo com estas dimensões é necessário utilizar um colimador com um diâmetro de 11,4 mm de abertura como apresentado no apêndice B.

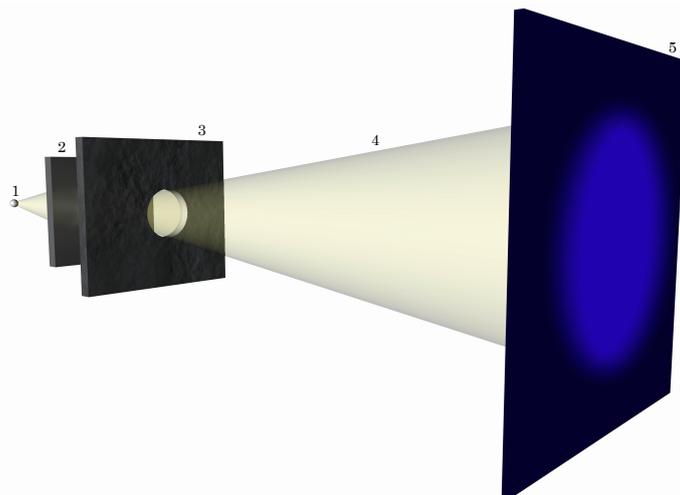


Figura 5.10: Esquema da montagem experimental utilizada na obtenção de uma radiografia do campo de radiação para a qualidade de radiação de referência em diagnóstico convencional. 1 - Foco da ampola de Raios X; 2 - Filtração em Alumínio; 3 - Colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro; 4 - Feixe de Radiação 5 - Filme radiográfico a 1000 mm do foco da ampola de raios X. .

Como vimos anteriormente através da densitometria óptica podem ser obtidos resultados acerca do perfil do campo de radiação. Neste sentido foram obtidas radiografias de campo de acordo com o esquema apresentado na Figura 5.10. Através dos resultados obtidos, apresentados na Figura 5.11, podemos comprovar a uniformidade e a homogeneidade do campo de radiação visto que a diferença entre os valores do patamar não excede os 5%.

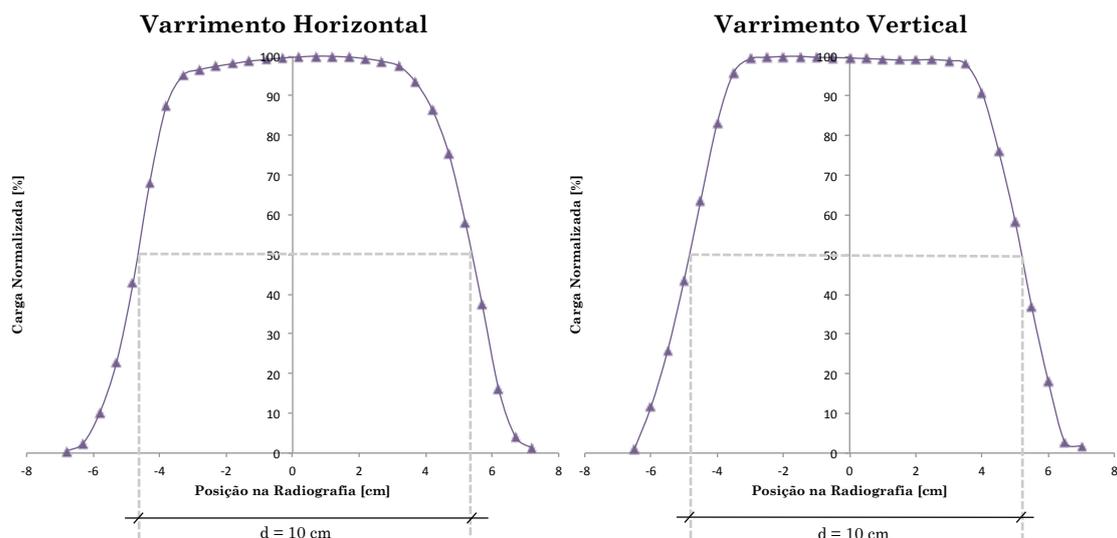


Figura 5.11: Representação normalizada dos perfis de campo de radiação a 1 m do foco da ampola, com utilização de um colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro. Perfis obtidos a partir de medidas efectuadas por densitometria óptica de uma radiografia (apêndice C) do campo para varrimentos horizontal e vertical.

Visto que as características do campo de radiação estão de acordo com o exigido pela norma IEC 61627 e pelos certificados de calibração emitidos pela IAEA estamos preparados para a realização da dosimetria dos feixes para as várias qualidades de radiação aplicadas ao diagnóstico convencional.

Não foi efectuado o estudo das características do campo de radiação para as qualidades RQA e RQT. Estas apresentam características semelhantes ao campo das qualidades RQR, estudado anteriormente, visto que o sistema de colimação é o mesmo. A diferença entre as qualidades de radiação é o tipo de filtração utilizado. A filtração apenas altera a intensidade do feixe, não interferindo nas dimensões do campo de radiação. De acordo com estes factos assume-se que o campo de radiação das RQA e RQT é uniforme e homogéneo e apresenta as dimensões exigidas pelo certificado de calibração.

5.2 Dosimetria das Qualidades de Radiação

Na dosimetria das radiações foram obtidos os valores corrigidos pelo factor C_{PT} da carga por unidade monitor, obtidos pela câmara de ionização de placas paralelas e câmara monitor. A estes valores foi aplicado o coeficiente de calibração para cada qualidade de radiação, indicados nos certificados de calibração apresentados no apêndice D. Fisicamente seria mais correcto calcular os coeficientes de calibração a partir de uma função de ajuste aos valores de HVL, porque os valores de HVL variam de laboratório para laboratório. No entanto do ponto de vista metrológico esse procedimento não faz sentido, porque não seriam aplicados os coeficientes de calibração indicados pelo certificado. No entanto esta

diferença nos HVLs para as mesmas qualidades de radiação não vão interferir muito nos valores obtidos, pois o tipo de câmara de ionização utilizada apresenta uma grande independência com a energia. Neste sentido, no cálculo dos valores de kerma no ar neste trabalho, foram utilizados os coeficientes de calibração apresentados pelos certificados.

5.2.1 Mamografia

No estudo dosimétrico a câmara de ionização utilizada foi de placas paralelas da marca PTW-Freiburg, modelo com a referência 34069 e número de série 163, com um volume sensível de 6 cm^3 . A câmara foi posicionada no plano de referência a 500 mm da janela da ampola e foi lhe aplicado um potencial eléctrico de $+200V$ como indicado no certificado de calibração. O arranjo experimental está apresentado na Figura 5.12 onde está representado a câmara monitor utilizada com o objectivo de monitorizar o feixe emergente da ampola de modo a termos informação sobre a estabilidade na emissão dos raios X.

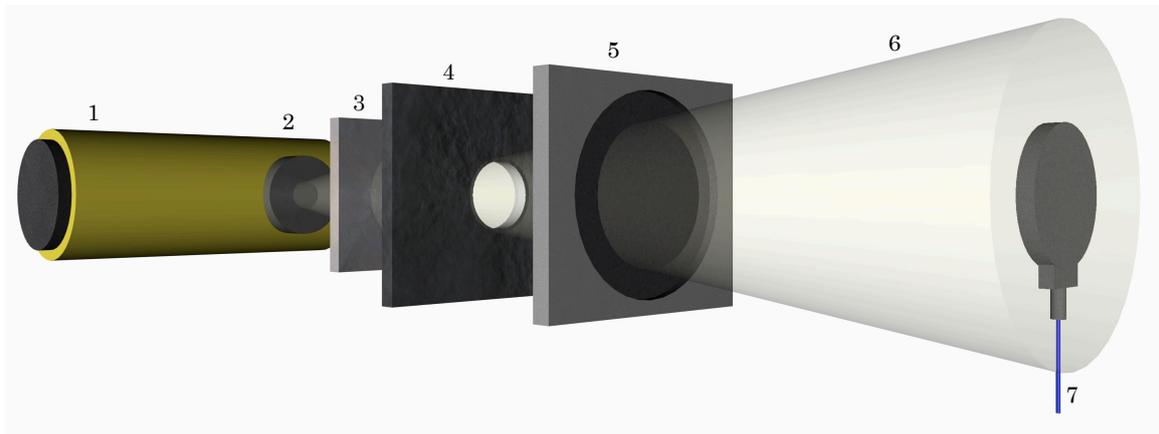


Figura 5.12: Esquema da montagem experimental utilizada na dosimetria das qualidades de radiação que simulam os feixes emergentes da ampola em mamografia.. 1 - Ampola de Raios X; 2 - Janela da ampola de raios X; 3 - Filtração adicional (0,06 mm de Molibdénio); 4 - Colimador com abertura de 18,2 mm de diâmetro; 5 - Câmara Monitor; 6 - Feixe de Radiação; 7 - Câmara de Ionização PTW-34069 posicionada a 500 mm da janela da ampola de raios X.

No final obteve-se o quociente da média dos valores, corrigidos pelo factor C_{PT} , obtidos da câmara de ionização de placas paralelas pela média dos valores, corrigidos também pelo factor C_{PT} obtidos pela câmara monitor. Este quociente é expresso em carga por unidade monitor $\left[\frac{C}{u.m.}\right]$.

Aos quocientes obtidos foi aplicado o factor de calibração para a respectiva qualidade de radiação com o objectivo de obter o valor de dose no ponto expresso em $\left[\frac{mGy}{u.m.}\right]$. O certificado de calibração apenas apresenta os coeficientes de calibração para 5 qualidades de radiação (apêndice D) no entanto foram realizados estudos dosimétricos para outras duas qualidades com tensões na ampola de 25 e 30 kV. Uma vez que o certificado não apresenta os factores de calibração para estes potenciais, estes valores foram determinados

recorrendo à função de ajuste dos coeficientes de calibração em função do potencial na ampola e em função do HVLs representadas na Figura 5.13.

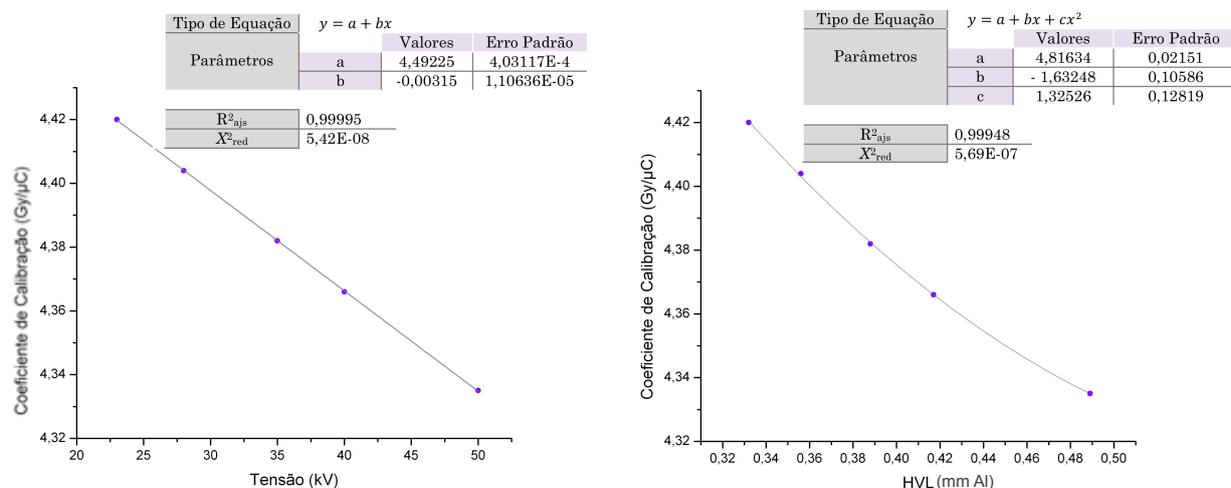


Figura 5.13: Gráficos dos factores de calibração em função da tensão (lado esquerdo) e do HVL (lado direito) utilizados na determinação dos coeficientes de calibração para tensões na ampola de 25 e 30 kV não emitidos no certificado de calibração do BIPM.

Os valores dos coeficientes de calibração obtidos são idênticos tanto para uma curva como para a outra como indica a Tabela 5.2. No entanto utilizaram-se os coeficientes determinados pela curva dos HVLs pois este parâmetro possui uma maior informação relativamente aos espectros dos feixes.

Tabela 5.2: Valores dos coeficientes de calibração calculados pelas equações de ajuste das curva da Figura 5.13.

Tensão [kV]	Coeficiente de Calibração [Gy/μC]
25	4,414
30	4,398
HVL [mm Al]	Coeficiente de Calibração [Gy/μC]
0,342	4,413
0,364	4,398

A Figura 5.14 representa os valores de kerma do ar a diferentes distâncias da janela da ampola. De acordo com a figura verifica-se que a função revela um óptimo ajuste aos valores experimentais. A qualidade do ajuste pode ser comprovado pelo o estudo dos parâmetros R^2_{aj} e X^2_{red} . O coeficiente R^2_{aj} mede o grau da relação entre as duas variáveis, para valores próximos de 1 ou -1 a relação entre as variáveis é forte, para valores próximos de 0 esta relação é inexistente. O coeficiente X^2_{red} testa a validade do ajuste aplicado aos dados de ambas as variáveis. Quanto menor for o seu valor melhor é a qualidade do ajuste.

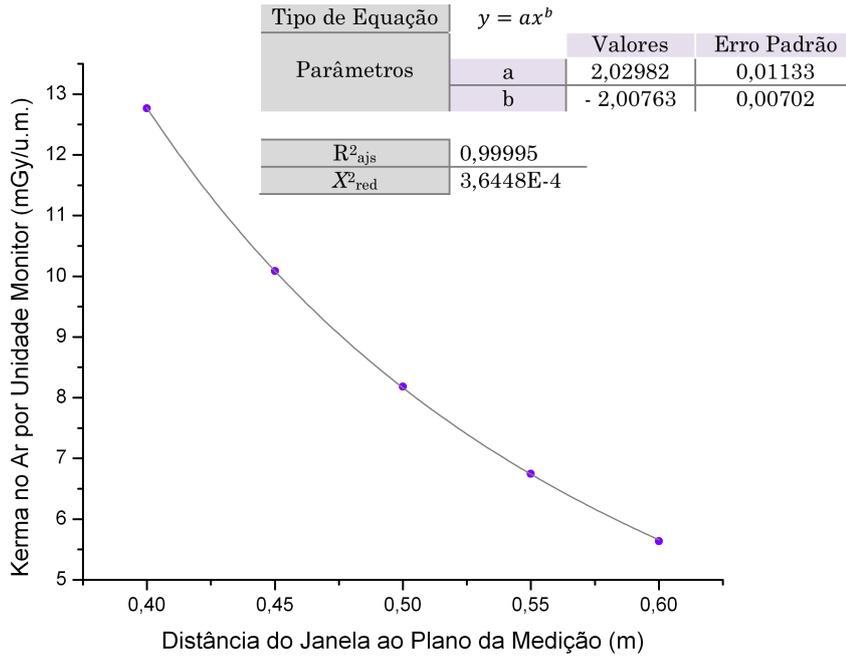


Figura 5.14: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação de referência em mamografia (tensão de 28 kV na ampola).

O bom ajuste reflecte o bom posicionamento da câmara nas várias posições. O parâmetro b , cujo valor é bastante próximo de 2, comprova a lei do inverso do quadrado da distância. Os gráficos que apresentam a dosimetria para as outras qualidades podem ser consultados no apêndice A.

A Tabela 5.3 resume o resultados obtidos da dosimetria no plano de referência para as qualidades de radiação com aplicação em mamografia. A incerteza calculada está expandida segundo o factor de cobertura $k = 2$, isto é, a um nível de confiança de aproximadamente 95%. Um exemplo do cálculo destas incertezas pode ser consultado no apêndice E.

Tabela 5.3: Potencial da ampola, filtração adicional, HVL , dose no ponto de referência e incerteza associada para as qualidades de radiação com aplicação em mamografia. Parâmetros importantes para a calibração de dosímetros sobretudo o valor do dose no ponto de referência expresso em kerma no ar por unidade monitor .

Potencial na ampola [kV]	Filtração Adicional [mm de Mo]	HVL [mm de Al]	Dose no ponto de referência [mGy/u.m.]	Incerteza [mGy/u.m.]
23	0,06	0,359	8,012	0,033
25	0,06	0,369	8,149	0,033
28	0,06	0,387	8,182	0,033
30	0,06	0,396	8,210	0,034
35	0,06	0,427	8,252	0,034
40	0,06	0,463	8,285	0,034
50	0,06	0,549	8,416	0,035

5.2.2 Diagnóstico Convencional e TC

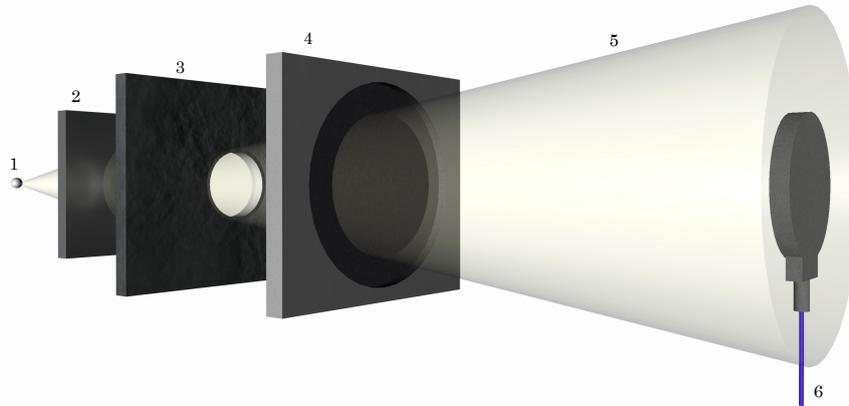


Figura 5.15: Esquema da montagem experimental utilizada na dosimetria das qualidades de radiação RQR, RQA e RQT. Câmara de Ionização posicionada a 1000 mm do foco da ampola de raios X. 1- Ampola de Raios X; 2- Filtração adicional com diferentes espessuras e materiais consoante a qualidade de radiação; 3- Colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro ; 4- Câmara Monitor; 5- Feixe de Radiação; 6- Câmara de Ionização PTW-34069 .

A dosimetria realizada para as qualidades de radiação, RQR, RQA e RQT segue a montagem experimental indicada pela Figura 5.15. Entres as qualidades apenas muda o tipo de filtração adicional. A câmara de ionização utilizada foi a mesma utilizada na dosimetria em mamografia. No entanto, esta foi agora posicionada no plano de referência a 1 metro do foco da ampola e foi lhe aplicado um potencial eléctrico de $-200V$ como indicado no certificado de calibração emitido pela IAEA.

No final obteve-se o quociente da média dos valores, corrigidos pelo factor C_{PT} , obtidos da câmara de ionização de placas paralelas pela média dos valores, corrigidos também pelo factor C_{PT} obtidos pela câmara monitor. Este quociente é expresso em carga por unidade monitor $\left[\frac{C}{u.m.}\right]$.

Aos quocientes obtidos foi aplicado o factor de calibração para as respectivas qualidade de radiação com o objectivo de obter o valor de dose no ponto expresso em $\left[\frac{mGy}{u.m.}\right]$. Os coeficientes de calibração estão apresentados nos certificados de calibração da câmara, emitidos pela IAEA (apêndice D). Relativamente às qualidades RQA apenas foi realizada dosimetria para a qualidade de referência (RQR5), visto que o certificado apresenta apenas o coeficiente de calibração para a qualidade desta série por ser a qualidade mais usual, na dosimetria de feixes emergentes do paciente, em diagnóstico convencional. As Figuras 5.16, 5.17 e 5.18 representam as curvas dos valores de kerma no ar, para as qualidades de radiação de referência, em cinco distâncias diferentes incluindo o ponto de referência a 1 m do foco do feixe de radiação. Todos os gráficos apresentam equações da curva que revelam um óptimo ajuste aos valores experimentais. Os gráficos que apresentam a dosimetria para as outras qualidades podem ser consultados no apêndice A.

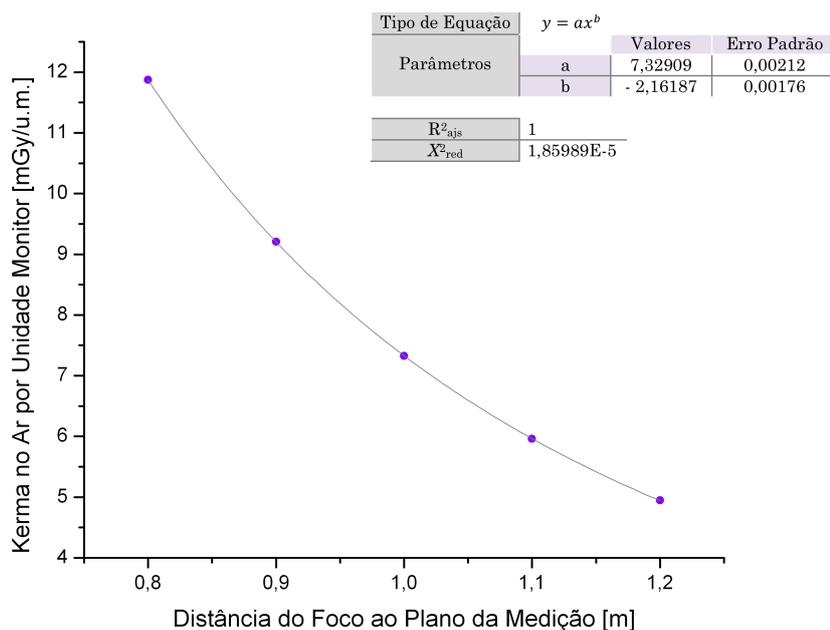


Figura 5.16: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação de referência, RQR5.

As Tabelas 5.4, 5.5 e 5.6 resumem o resultados obtidos da dosimetria no plano de referência para as qualidades de radiação RQR, RQA5 e RQT respectivamente. A incerteza calculada está expandida segundo o factor de cobertura $k = 2$, isto é, a um nível de confiança de aproximadamente 95%. Um exemplo do cálculo destas incertezas pode ser consultado no apêndice E.

Tabela 5.4: Potencial da ampola, filtração adicional, HVL , dose no ponto de referência e incerteza associada para as qualidades de radiação RQR. Parâmetros importantes para a calibração de dosímetros sobretudo o valor do dose no ponto de referência expresso em kerma no ar por unidade monitor.

Qualidade da Radiação	Potencial na ampola [kV]	Filtração Adicional [mm de Al]	HVL [mm de Al]	Dose no ponto de referência [mGy/u.m.]	Incerteza [mGy/u.m.]
RQR2	40	2,50	1,42	7,260	0,070
RQR3	50	2,50	1,77	7,360	0,071
RQR4	60	2,75	2,19	7,378	0,071
RQR5	70	2,91	2,58	7,324	0,071
RQR6	80	3,10	3,01	7,271	0,070
RQR7	90	3,28	3,47	7,145	0,069
RQR8	100	3,47	3,97	7,059	0,068
RQR9	120	3,90	5,00	6,820	0,066
RQR10	150	4,65	6,57	6,5	0,063

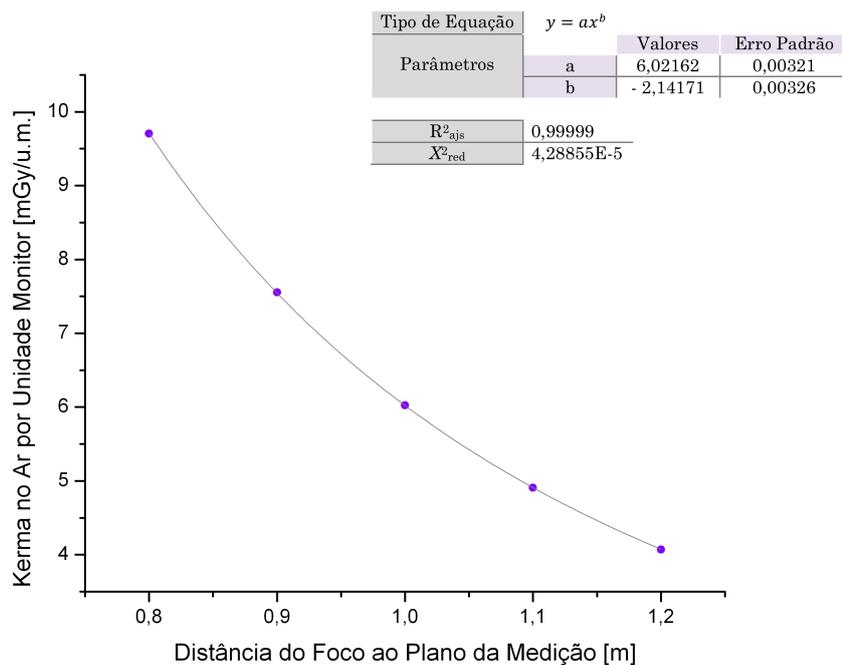


Figura 5.17: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação de referência, RQA5.

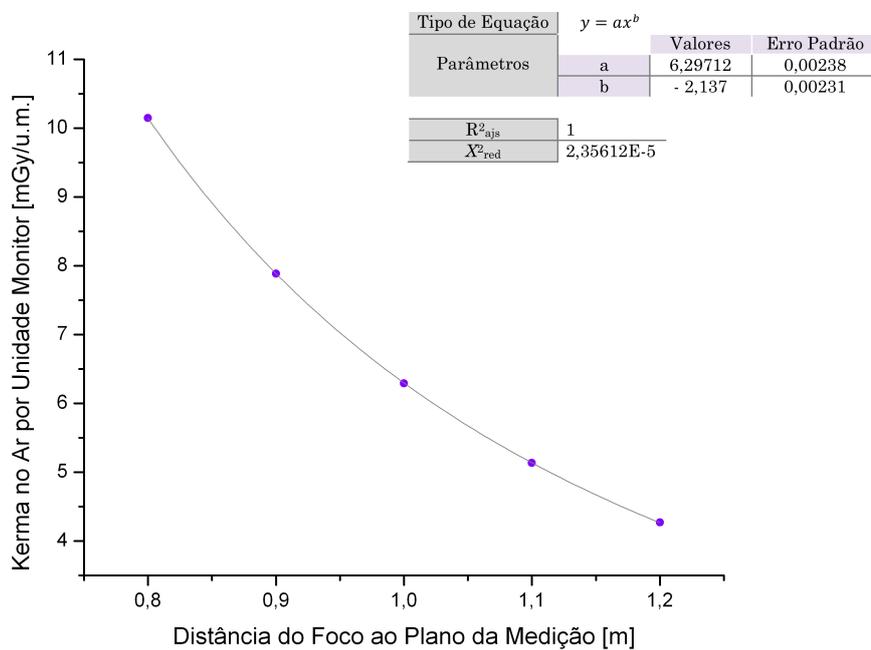


Figura 5.18: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação de referência, RQT9.

Tabela 5.5: Potencial da ampola, filtração adicional, *HVL*, dose no ponto de referência e incerteza associada para as qualidades de radiação RQR5. Parâmetros importantes para a calibração de dosímetros sobretudo o valor do dose no ponto de referência expresso em kerma no ar por unidade monitor.

Qualidade da Radiação	Potencial na ampola [kV]	Filtração Adicional [mm de Al]	HVL [mm de Al]	Dose no ponto de referência [mGy/u.m.]	Incerteza [mGy/u.m.]
RQA5	70	2,91 + 21	6,7	6,026	0,058

Tabela 5.6: Potencial da ampola, filtração adicional, *HVL*, dose no ponto de referência e incerteza associada para as qualidades de radiação RQT. Parâmetros importantes para a calibração de dosímetros sobretudo o valor do dose no ponto de referência expresso em kerma no ar por unidade monitor.

Qualidade da Radiação	Potencial na ampola [kV]	Filtração Adicional [mm de Al + Cu]		HVL [mm de Al]	Dose no ponto de referência [mGy/u.m.]	Incerteza [mGy/u.m.]
RQT8	100	3,47	0,20	6,9	6,586	0,063
RQT9	120	3,90	0,25	8,4	6,291	0,060
RQT10	150	4,65	0,30	10,2	5,993	0,058

Primeiramente foi realizada dosimetria com um campo de radiação de 15 cm de diâmetro e um potencial eléctrico aplicado à câmara de ionização de +200V. No entanto, após serem recebidos os certificados de calibração verificou-se que estes apresentavam diferentes condições e por isso repetiu-se todo o processo de dosimetria segundo as condições estipuladas pelos certificados (potencial eléctrico de -200V e diâmetro do campo de 10 cm). A Figura 5.19 mostra os valores de kerma no ar obtidos nas diferentes condições para algumas qualidade de radiação RQR e RQT. De acordo com o gráfico verifica-se que para baixas energias o valor de kerma no ar é praticamente igual, no entanto, para valores maiores de HVL como no caso das RQT é visível uma ligeira diferença.

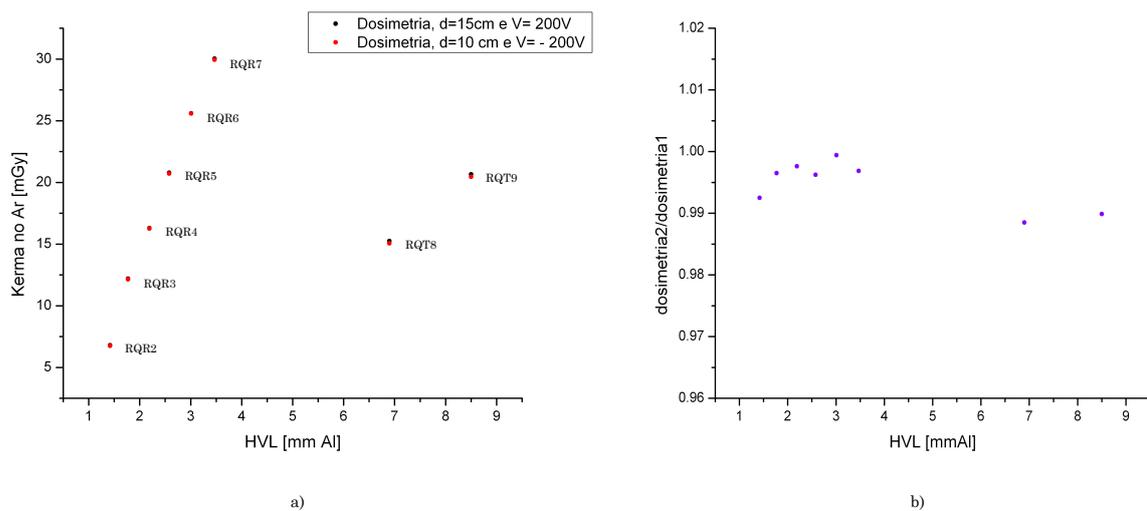


Figura 5.19: a) Valores de kerma no ar da dosimetria realizada para algumas qualidades RQR e RQT no plano de referência. A dosimetria foi realizada para diferentes valores da dimensão do campo e de potencial eléctrico aplicado à câmara de ionização. b) Razão entre as duas dosimetrias realizadas, dosimetria2 (-200V e 10 cm) e dosimetria1 (+200V e 15 cm).

5.3 Métodos de Calibração de Câmaras de Ionização do tipo Lápis

O código da prática TRS 457 descreve alguns aspectos necessários para a calibração de câmaras do tipo lápis. Segundo este documento o sistema de colimação utilizado deverá apresentar uma fenda rectangular cuja altura seja no mínimo duas vezes o diâmetro externo da câmara. O colimador deve estar a uma distância de 50 mm da câmara de ionização [TRS 2007]. No sentido de estudar os métodos de calibração descritos no capítulo anterior e segundo as exigências estipuladas pela norma o primeiro passo para o estudo do melhor método de calibração foi desenhar o colimador. O projecto do colimador, utilizado na construção pelas oficinas do ITN, está apresentado no apêndice B.

Em primeiro lugar foram realizadas radiografias (apêndice C) ao campo para diferentes aberturas (2 cm, 4 cm e 7,5 cm) do colimador. A montagem experimental está representada na Figura 5.22, embora neste caso no sítio da câmara foram colocadas os filmes radiográficos. A partir das radiografias, por densitometria óptica, foi realizado a caracterização do perfil do campo de radiação para as diferente aberturas. Os resultados estão apresentados na Figura 5.20.

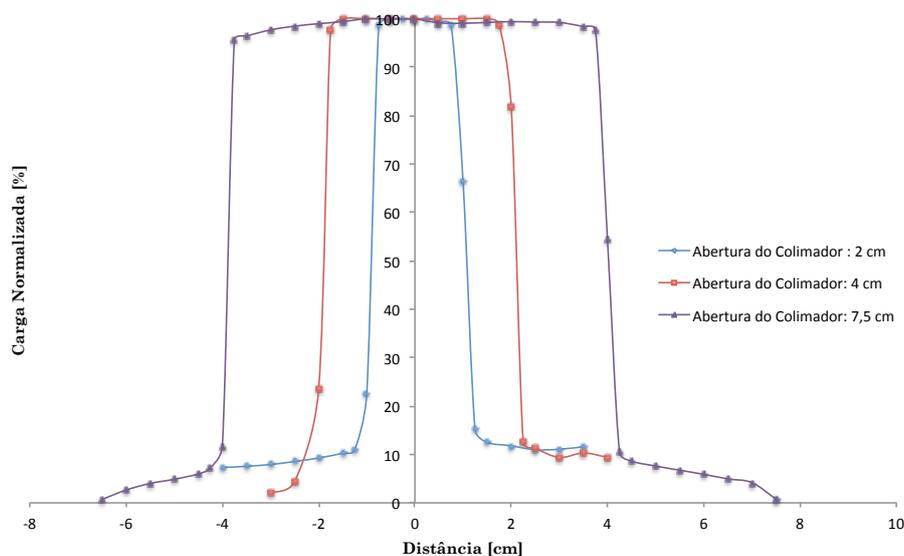


Figure 5.20: Representação normalizada dos perfis de campo de radiação, ao longo do eixo da câmara de ionização, para a diferentes aberturas da fenda do colimador. Perfis de campo obtidos por densitometria óptica de diferentes radiografias (apêndice C).

Por razões ligadas provavelmente à revelação, o perfil de campo melhor definido corresponde ao da abertura de 7,5 cm. Através do gráfico representado na Figura 5.21, verificamos que existe uma contribuição significativa da radiação dispersa proveniente das bordas da abertura do colimador.

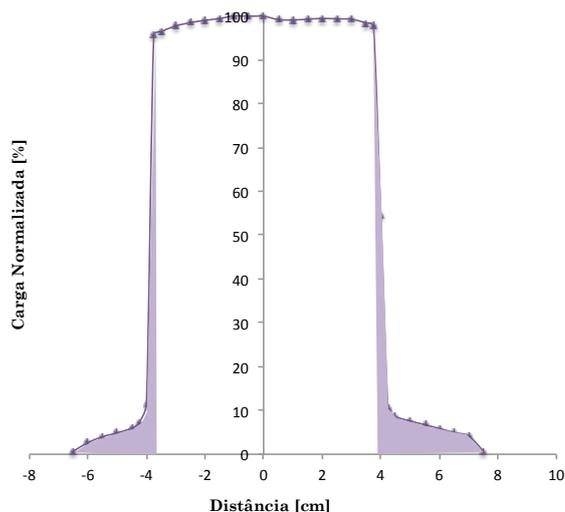


Figura 5.21: Representação normalizada do perfil do campo de radiação, ao longo do eixo da câmara de ionização, para uma abertura de 7,5 cm da fenda do colimador. Representação do peso da radiação dispersa pela área da integração da curva desde o ponto da extremidade da câmara até ao ponto da borda da abertura do colimador.

Após a caracterização do perfil do campo foi realizada a montagem experimental como indicado na Figura 5.22.

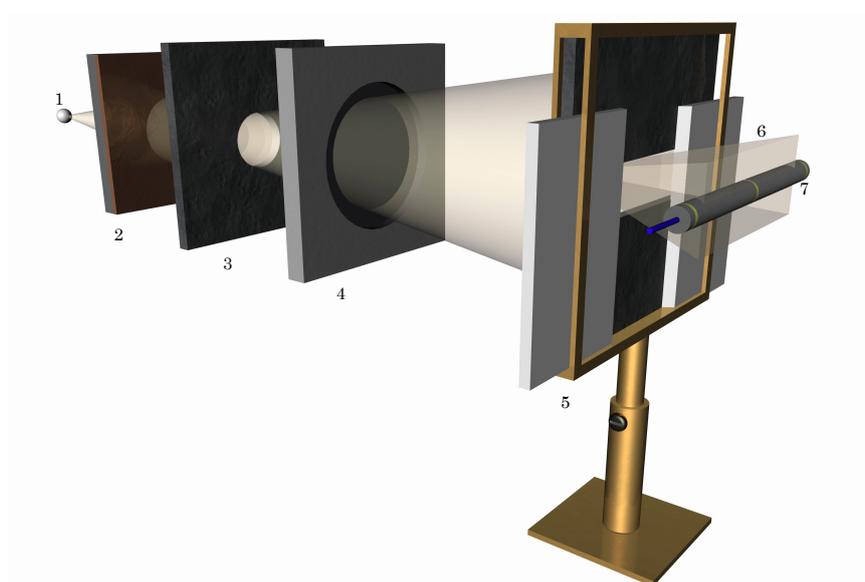


Figura 5.22: Esquema da montagem experimental utilizada no estudo dos métodos de calibração de câmaras do tipo lápis. 1 - Foco da ampola de raios X; 2 - Filtração adicional correspondente à qualidade de radiação RQT9; 3 - Colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro; 4 - Câmara monitor; 5 - Colimador com abertura de dimensão variável; 6 - Feixe de radiação colimado; 7 - Câmara de Ionização do tipo lápis posicionada a 1000 mm do foco da ampola de raios X.

Numa primeira fase do estudo a câmara foi posicionada de modo a ser irradiada a partir do seu centro. A câmara de ionização do tipo lápis é da marca PTW-Freiburg, modelo

com a referência 77336, apresenta comprimento sensível de 15 cm e tem um diâmetro externo de 9 mm. À câmara foi aplicado um potencial eléctrico de +100V. A câmara foi posicionada a 1000 mm do foco da ampola e centrada em relação ao eixo de radiação. O volume sensível da câmara foi irradiado para aberturas do colimador que variaram de 1 em 1 cm num comprimento de 0 a 15 cm. Foram ainda efectuadas irradiações para pequenas aberturas (0 e 0,5 cm) e para uma abertura de 7,5 cm com o objectivo de irradiar 50 % do volume sensível da câmara. Em todas estas irradiações a abertura do colimador está centrada com o centro da câmara.

Na irradiação da câmara foi utilizada a qualidade de radiação de referência em TC, RQT9. No final obteve-se um gráfico do quociente da média dos valores (corrigidos pelo factor C_{PT}) medidos pela câmara de ionização pela média dos valores (corrigidos pelo factor C_{PT}) obtidos pela câmara monitor $[\frac{C}{u.m.}]$, em função da abertura do colimador (cm), como representado na Figura 5.23. O gráfico evidencia uma excelente linearidade para o conjunto de pontos excepto para o ponto correspondente à abertura de 15 cm da fenda do colimador.

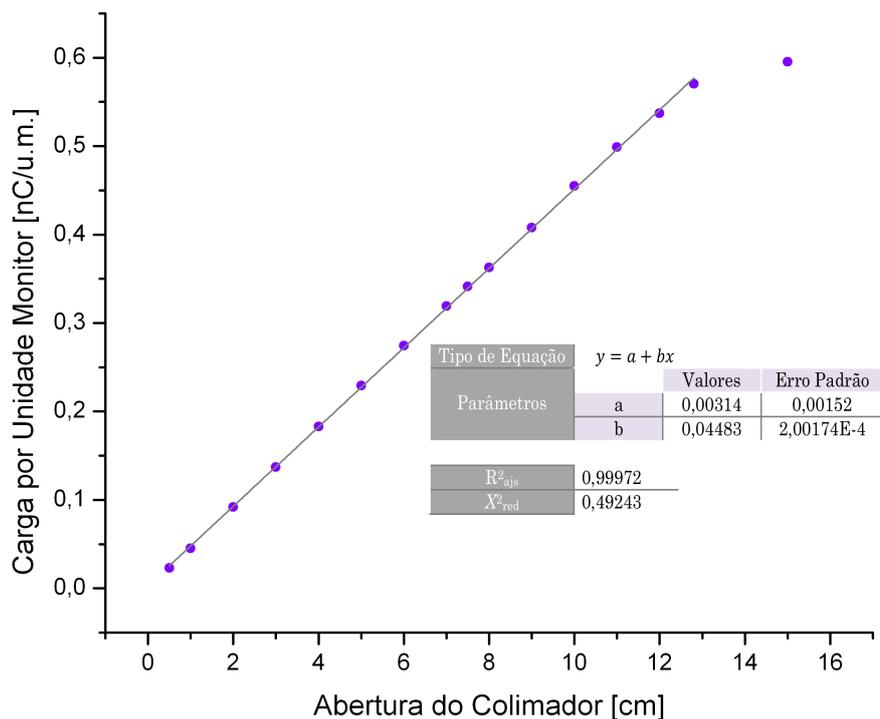


Figura 5.23: Valores da carga por unidade monitor medidos pela câmara de ionização PTW 77336 em função da dimensão da abertura da fenda rectangular do colimador. Recta ajustada a todos os pontos excepto para a abertura de 15 cm.

De forma a estabelecer o melhor método para a calibração de câmaras do tipo lápis, calcularam-se os coeficientes de calibração para as diferentes aberturas através da equação

5.4 [TRS 2007], onde K representa o valor de kerma no ar no ponto de referência obtido por dosimetria expresso em $[mGy/u.m.]$, w corresponde à largura da fenda do colimador, d_r é a distância entre o foco e o plano de referência, M^* corresponde ao quociente do valor do electrómetro pelo valor da câmara monitor, expresso em $[nC/u.m.]$, e d_a é a distância entre o foco e o plano do colimador. No plano da medição, a largura do campo é maior que a largura da abertura devido à divergência do feixe. Esta diferença é tomada em conta pelo quociente $\frac{wd_r}{d_a}$.

$$N_{PKI} = \frac{Kwd_r}{M^*d_a} \quad (5.4)$$

A Figura 5.24 mostra o gráfico dos coeficientes de calibração em função da largura da fenda do colimador. Verificamos que existe uma ligeira diferença entre os valores dos coeficientes para aberturas pequenas ($< 2cm$) e para aberturas grandes ($> 12cm$) do colimador.

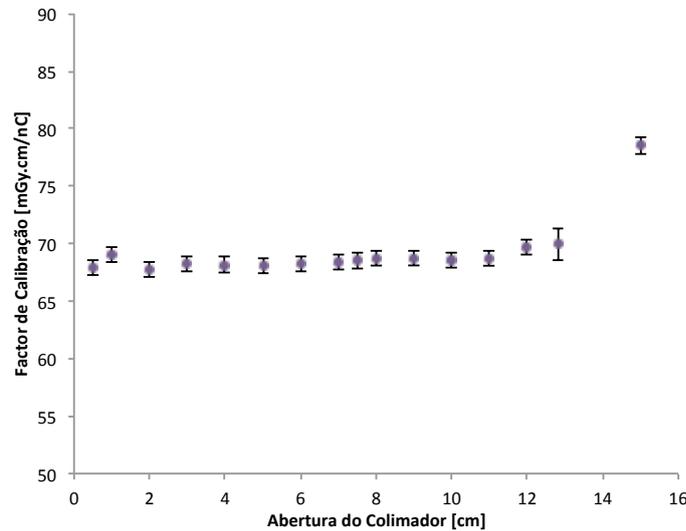


Figura 5.24: Factores de calibração de kerma no ar comprimento em função da largura da fenda do colimador.

A diferença existente nos valores obtidos para aberturas pequenas deve-se à maior contribuição da radiação dispersa, visto que existe um maior comprimento sensível disponível a detecção de radiação dispersa. Ao irradiarmos a câmara na sua totalidade, o valor do coeficiente de calibração é superior isto porque são irradiadas as extremidades da câmara que são menos sensíveis à detecção da radiação, assim, o método defendido pelos metrologistas não é uma boa opção.

Foi realizado um outro estudo de um possível método de calibração alternativo, que consistiu em irradiar a câmara em várias zonas do seu comprimento sensível para aberturas do colimador de dimensão fixa. Utilizaram-se aberturas fixas de 0, 5, 1 e 2 cm e irradiou-se a câmara ao longo do seu comprimento sensível.

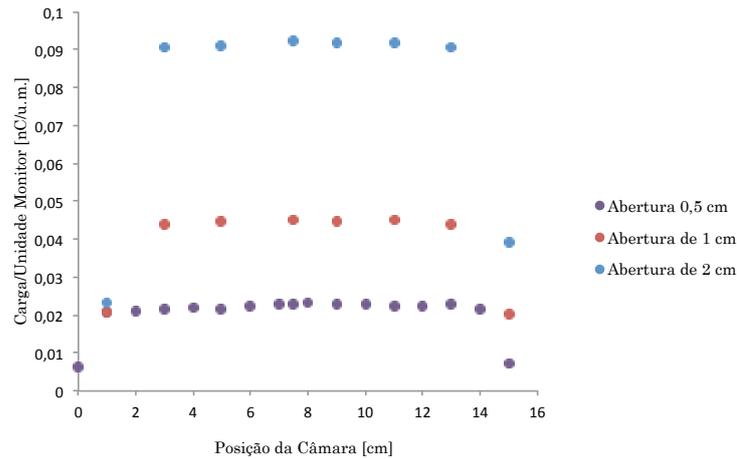


Figura 5.25: Leituras do electrómetro da carga medida pela câmara de ionização em diferentes posições da câmara de ionização para aberturas de dimensão fixa do colimador.

A Figura 5.25 representa o gráfico mostra o valor de carga obtidos para as diferentes posições para as três aberturas fixas do colimador. Deste gráfico podemos comprovar o referido anteriormente que a câmara tem uma resposta, em primeira aproximação, constante ao longo do seu comprimento sensível excepto nas suas extremidades em que sensibilidade à detecção da radiação é menor. Apresenta, além disso uma resposta proporcional à abertura.

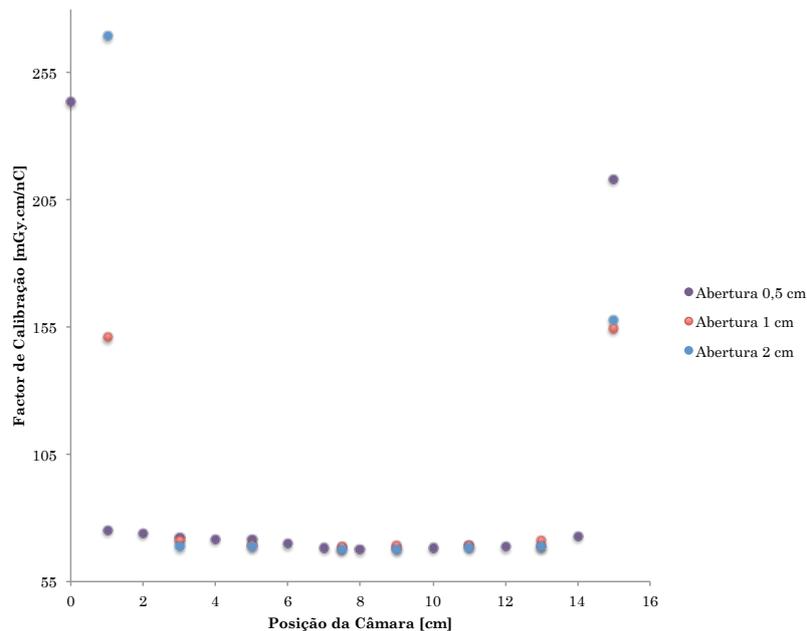


Figura 5.26: Coeficientes de calibração de kerma no ar comprimento em diferentes posições da câmara de ionização para aberturas de dimensão fixa do colimador.

A Figura 5.26 mostra os coeficientes de calibração correspondentes aos valores representados anteriormente. Como era de esperar os coeficientes de calibração nas extremi-

dades são bastante superiores aos das outras posições.

Para comparar os coeficientes de calibração calculados nos dois métodos estes são representados na Figura 5.27. É importante salientar que os coeficientes de calibração calculados pelo método, da irradiação com aberturas estreitas no colimador, resultaram da média do valores obtidos nas várias posições ao longo do comprimento sensível da câmara. De acordo com o gráfico verificamos que os coeficientes de calibração obtidos pelos dois métodos se aproximam à medida que a largura da fenda aumenta. Este facto poderá ser explicado pela menor região sensível disponível à detecção da radiação dispersa para aberturas de maior dimensão.

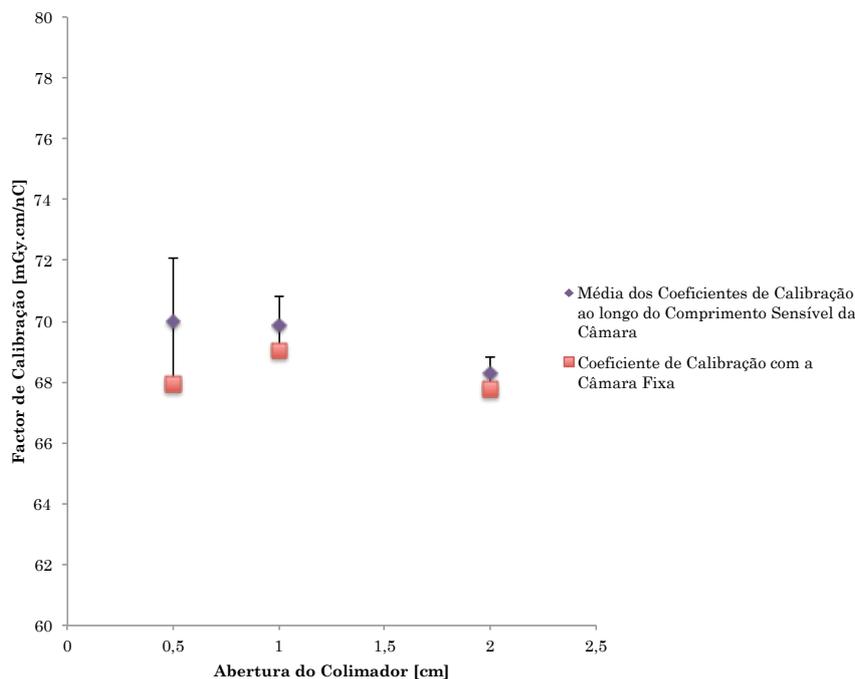


Figura 5.27: Comparação dos dois tipos de métodos utilizados no estudo da calibração de câmaras do tipo lápis.

De acordo com os resultados estamos aptos para verificar o melhor método de calibração das câmaras do tipo lápis. O método de calibração defendido pelos metrologistas e por alguns fabricantes está fora de questão, apesar deste método eliminar a influência da radiação dispersa a câmara é irradiada nas suas extremidades, que são zonas menos sensíveis à detecção da radiação, não contribuindo para um valor correcto na medição. O método defendido por utilizadores de TC também não é o melhor visto que em laboratórios de calibração o irradiar da câmara com feixes finos irá existir uma grande contribuição da radiação dispersa proveniente das bordas do colimador. Além disso estes feixes são bastante diferentes dos feixes emitidos dos tomógrafos que são bastante colimados e em forma de leque. O procedimento descrito pela norma IEC 61674 é o que apresenta os valores de coeficientes de calibração mais coerentes e será este o procedimento a adoptar

em futuras calibrações de câmaras de ionização do tipo lápis, utilizadas para dosimetria em TC, no LMRI.

5.4 Testes metrológicos a uma Câmara aplicada à dosimetria em TC

A verificação metrológica do conjunto câmara e electrómetro depende da existência ou não de um certificado de calibração. Como equipamento utilizado não apresenta certificado de calibração, a verificação metrológica será realizada através da determinação de factores de correcção para as diferentes qualidades de radiação RQT. Além da determinação do factor de correcção são realizados também testes de desempenho.

Foram registados os valores de dose acumulada a 20, 50 e 90% da escala do electrómetro, para cada qualidade RQT. Desses valor foi ainda calculado o valor médio como mostra a Tabela 5.7 e o gráfico da Figura 5.28.

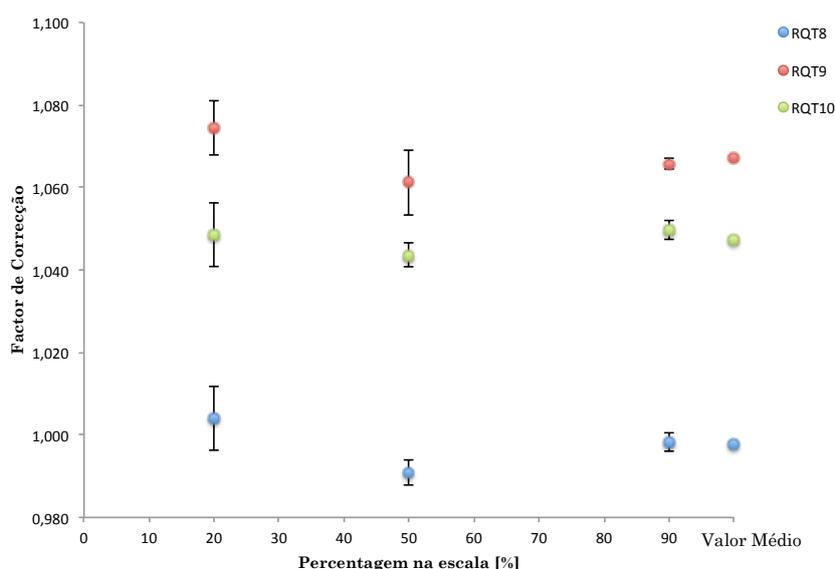


Figura 5.28: Factores de Correção para o electrómetro dali CT e da câmara a 20%, 50% e 90% da escala e correspondente valor médio.

Tabela 5.7: Factores de Correção para o electrómetro dali CT e da câmara para as qualidades de radiação RQT.

Qualidade da Radiação	Potencial na ampola [kV]	Factor de correcção			Factor de correcção médio.
		20% da escala	50% da escala	90% da escala	
RQT8	100	1,004	0,991	0,998	0,998
RQT9	120	1,074	1,061	1,066	1,067
RQT10	150	1,049	1,044	1,050	1,047

Os testes de desempenho da câmara consistem no cálculo do erro relativo intrínseco dado pela equação 5.5, onde neste caso K_{ar} corresponde ao valor do kerma no ar comprimento dado pelo electrómetro e $(K_{ar})_{cv}$ corresponde ao valor do kerma no ar comprimento convencionalizado como verdadeiro. Este erro foi calculado para cada qualidade de radiação e está apresentado na Tabela 5.8.

$$Erro_{intrínseco} = \frac{K_{ar} - (K_{ar})_{cv}}{(K_{ar})_{cv}} \quad (5.5)$$

Tabela 5.8: Valores dos erros relativos intrínsecos para as qualidades RQT no teste de verificação metrológica da câmara de ionização do tipo lápis.

Qualidade da Radiação	Potencial na ampola [kV]	Erro Relativo Intrínseco [%]		
		20% da escala	50% da escala	90% da escala
RQT8	100	0,6	0,9	0,2
RQT9	120	6,9	5,8	6,2
RQT10	150	4,6	4,2	4,7

De acordo com os resultados verificamos que a resposta do electrómetro é idêntica para as diferentes qualidades de radiação nas diferentes zonas da escala. No entanto, para cada qualidade existe uma ligeira diferença nos factores de correcção, nas diferentes zonas da escala. Como o valor médio calculado se encontra dentro das incertezas, podemos assumir este como o factor de correcção para qualquer zona da escala.

De acordo com a norma 61674, o erro relativo intrínseco deverá ser inferior a 5%. Como a câmara não satisfaz os critérios definidos pela norma, para a qualidade RQT9, esta não passa nos testes de verificação metrológica.

Capítulo 6

Conclusão

O principal objectivo deste trabalho foi realizar a dosimetria das qualidades de radiação utilizadas no radiodiagnóstico, caracterizadas em trabalhos anteriores segundo a Norma IEC 61267. A realização desta dosimetria permite a calibração dos dosímetros, utilizados nos hospitais com aplicação no radiodiagnóstico. Para a realização do objectivo foram utilizados quatro certificados de calibração da câmara de ionização de placas paralelas. Um emitido pelo BIPM, referente às qualidades aplicadas em mamografia e os outros três emitidos pela IAEA referentes às qualidades aplicadas ao diagnóstico convencional e a TC (RQR, RQA e RQT). Após a dosimetria foram ainda realizados testes no sentido de se poder seleccionar o método a ser adoptado para a calibração de câmaras do tipo lápis, no LMRI.

A primeira parte do trabalho consistiu na caracterização do perfil dos campos de radiação. Foram projectados e construídos colimadores no sentido de se obterem campos com às dimensões iguais as indicadas pelos certificados de calibração. Esta caracterização permitiu ainda verificar a uniformidade e homogeneidade do campo.

Na dosimetria dos feixes aplicados ao diagnóstico convencional e à mamografia, foram tidos em conta os procedimentos indicados pelo código da prática TRS 457 emitido pela IAEA. A dosimetria dos feixes aplicados à mamografia foi realizada segundo os dados fornecidos pelo respectivo certificado de calibração. Para evitar erros no posicionamento da câmara (distância em relação à fonte), foram realizadas medições a diferentes distâncias. A função ajustada aos valores experimentais obtidos segue a lei do inverso do quadrado da distância e permite confirmar o correcto posicionamento da câmara na posição de referência.

Para se obter o valor do kerma no ar em $[Gy/u.m.]$, foram aplicados aos valores obtidos das medições o respectivo coeficiente de calibração para cada qualidade apresentado nos certificados. Aos valores de kerma no ar determinados foram calculadas as incertezas associadas. No cálculo das incertezas teve-se em conta a dispersão dos valores nas várias medições (incertezas do tipo A) e as informações fornecidas pelos equipamentos e certificados de calibração (incertezas tipo B). As incertezas foram apresentadas expan-

didadas segundo o factor de cobertura $k = 2$, isto é, para um intervalo de confiança de aproximadamente 95%.

Adicionalmente realizaram-se testes ao método de calibração de câmaras de ionização do tipo lápis, dosímetros utilizados nos hospitais em TC. De acordo com os resultados obtidos verificou-se que o melhor método de calibração é o definido pela Norma IEC 61674, isto é, a calibração de câmaras deste tipo deve ser realizada a partir do seu centro e irradiadas a 50% do seu comprimento sensível. Para o estudo foi projectado um colimador de abertura variável que poderá ser utilizado em calibrações futuras. No final, foi realizado a calibração de uma câmara deste tipo, onde foram determinados os factores de correcção para as diferentes qualidades de radiação RQT. No entanto, de acordo com os termos da norma IEC 61674 como o erro relativo intrínseco foi superior a 5% a câmara não seria aprovada numa verificação metrológica.

Com este trabalho, o LMRI esta em condições de participar numa comparação interlaboratorial das qualidades de radiação estudadas, de modo a obter uma validação e um reconhecimento internacional dos resultados obtidos.

Bibliografia

- [Ahmed 2007] **Ahmed, S. N.** 2007. *Physics & Engineering of Radiation Detection*. xix, 4, 5, 33, 34
- [Attix 1986] **Attix, F. H.** 1986. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons. xviii, 5, 7, 9, 11, 12, 13, 14, 15
- [BIPM 2011] **BIPM** 2011. *Bureau International des Poids et Mesures*. [online] Disponível em: <http://www.bipm.org/> [Consultado em Maio de 2011].
- [Bochud 2001] **Bochud, F. O.; Grecescu, M.; Valley, J.-F.** 2001. *Calibration of ionization chambers in air kerma length*. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, pages 2477–2487.
- [Buermann] **Buermann, L.** Calibration of ionisation chambers for dose measurement in computer tomography. Scientific news from Division 6 "Ionizing Radiation", Department 6.6, working group 6.62 - PTB.
- [Bundesanstalt 2010] **Bundesanstalt, P. T.** 2010. Radiation qualities used for studies in radiation protection.
- [Bur 2008a] Bureau International des Poids et Mesures - BIPM 2008a. *Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement*. 56
- [Bur 2008b] Bureau International des Poids et Mesures - BIPM 2008b. *International Vocabulary of Metrology - Basic and general concepts and associated terms*. 40
- [Christensen 1992] **Christensen, J. J.; Jensen, L. C.; Jessen, K. A.; Jorgensen, J.; Petersen, J.; Sorensen, E. W.** 1992. *Dosimetric Investigations in Computed Tomography*. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 43, pages 233–236.

- [Ciraj 2003] **Ciraj, O.; Markovic, S.; Kosutic, D.** 2003. *Patient dosimetry in diagnostic radiology*. Nuclear Technology & Radiation Protection, vol. 1, pages 36–41.
- [da Costa 2008] **da Costa, A. M.; Caldas, L. V. E.** 2008. *Câmara de Ionização de placas paralelas para radiação-X de radiografia convencional e mamografia*. Radiol Bras., vol. 41, pages 39–43.
- [da Silva 2010] **da Silva, C. I. M.** 2010. Medição dos níveis de referência de diagnóstico em tomografia computadorizada para exames de cabeça e pescoço. Master's thesis, Faculdade de Ciências e Tecnologia - Universidade Nova de Lisboa.
- [de Lima 2005] **de Lima, J. J. P.** 2005. *Técnicas de diagnóstico com raios X*. xviii, xix, 7, 16, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 30, 32, 33
- [de Pina 2009] **de Pina, D. R.; Duarte, S. B.; Netto, T. G.; Morceli, J.; Carbi, E. D. O.; de Souza, R. T. F.; Neto, A. C.; Ribeiro, S. M.** 2009. *Quality control and dosimetry in computed tomography units*. Radiol Bras., vol. 42, pages 171–177.
- [deWerd 2002] **deWerd, L. A.; Micka, J. A.; Laird, R. W.; Pearson, D. W.; O'Brien, M.; Lamperti, P.** 2002. *The effect of spectra on calibration and measurement with mammographic ionization chambers*. Medical Physics, vol. 29.
- [Dias 2010] **Dias, D. M.** 2010. Estabelecimento de um novo método de calibração de câmaras de ionização tipo lápis para dosimetria em feixes de tomografia computadorizada. Master's thesis, Universidade de São Paulo.
- [Dietze 2005] **Dietze, G.; Eckernman, K.; Menzel, H.; Stather, J.; Chairman, C. S.** 2005. *Basis for Dosimetric Quantities used in Radiological Protection*. Internacional Commision on Radiological Protection - ICRP.
- [DL1 2002] 2002. *Decreto de Lei n.º 180*.
- [DL2 2008] 2008. *Decreto de Lei n.º 222*.
- [Dresner 1965] **Dresner, D. L.** 1965. *Principles of Radiation Protection Engineering*. xviii, 7, 8, 10

- [Eder 2001] **Eder, H.; Zapf, W.; Schofer, H.** 2001. *Excess exposure caused by instrumental and operational failures - reason, radiation doses, technical solutions.* Deutscher Röntgen Kongress.
- [EURAMET 2011] **EURAMET** 2011. *European Association of National Metrology Institutes.* [online] Disponível em: <http://www.euramet.org/> [Consultado em Maio de 2011].
- [Franciscatto 2009] **Franciscatto, P. C.** 2009. Caracterização das qualidades de radiação segundo as recomendações da norma iec 61267 no laboratório de calibração do ipen. Master's thesis, Universidade de São Paulo.
- [Góis 2011] **Góis, D. C. P.** 2011. Caracterização das qualidades de radiação de uma ampola de raios x com ânodo de tungstênio no âmbito da mamografia. Master's thesis, Faculdade de Ciências e Tecnologia - Universidade Nova de Lisboa. xxiv, 45
- [Hendee 2009] **Hendee, W.; Jr., F. M.; Walsh, M.; Guleria, R.; Craven, C.; Sia, S.; Drurand-Zaleski, I.; Seehan, M.** 2009. *Report of consultation on justification of patient exposures in Medical Imaging.* Radiation Protection Dosimetry, vol. 135, pages 137–144.
- [IAEA 2011] **IAEA** 2011. *International Atomic Energy Agency.* [online] Disponível em: <http://www.iaea.org/> [Consultado em Abril de 2011].
- [ICRP103 2007] **ICRP103** 2007. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.* International Commission on Radiological Protection.
- [ICRU74 2005] **ICRU74** 2005. *Patient Dosimetry for X rays used in medical imaging.* International Commission on Radiological Units and Measurements, report 74.
- [ICRU85 2011] **ICRU85** 2011. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation.* International Commission on Radiological Units and Measurements, report 85. 17, 18, 19
- [IEC a] a. *IEC 61267 Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics.* 32, 41, 43
- [IEC b] b. *IEC 61674 Medical electrical equipment - Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging.* xxiv, 42, 48

- [ISO] *ISO 4037-1 X and gamma reference radiation for calibrating dose-meters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy Part 1: Radiation characteristics and production methods.* 43
- [Kase 1987] **Kase, K. R.; Bjarngard, B. E.; Attix, F. H.** 1987. *The dosimetry of ionizing Radiation - Volume II.* Harcourt Brace Jovanovich.
- [Kessler 2007] **Kessler, C.; Burns, D. T.; Buermann, L. .; de Prez, L. A.** 2007. *A study of response of ionization chambers to mammography beams.* Rapport technique, Bureau International des Poids et Mesures - BIPM. xx, 46
- [Kessler 2008] **Kessler, C.** 2008. *Establishment of simulated mammography radiation qualities at the BIPM.* Rapport technique, Bureau International des Poids et Mesures - BIPM.
- [Kessler 2010] **Kessler, C.; Roger, P.; Burns, D. T.** 2010. *Establishment of reference radiation qualities for mammography.* Rapport technique, Bureau International des Poids et Mesures - BIPM.
- [Knoll 1979] **Knoll, G. F.** 1979. *Radiation Detection and Measurement.* John Wiley & Sons. 33
- [Limede 2010] **Limede, P. I. B. J. M.** 2010. *Caracterização das qualidades de radiação x de diagnóstico, segundo a norma internacional iec 61267.* Master's thesis, Faculdade de Ciências e Tecnologia - Universidade Nova de Lisboa. xix, xxiv, 26, 43, 44
- [LMRI 2009] **LMRI** 2009. *Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes.* [online] Disponível em: <http://www.itn.pt/sec/psr/lmri/> [Consultado em Fevereiro de 2011].
- [LMRI 2011] **LMRI; Cardoso, J.; Oliveira, C.** 2011. *Procedimento para Cálculo da Incerteza do Coeficiente de Calibração - Grandeza Dosimétrica.* Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes. 59
- [Maeghzifene 2010] **Maeghzifene, A.; Dance, D. R.; McLean, D.; Kramer, H.-M.** 2010. *Dosimetry in diagnostic radiology.* European Journal of Radiology, vol. 76, pages 11–14. 42
- [Maia 2003] **Maia, A. F.; Caldas, L. V. E.** 2003. *Performance of a pencil ionization chamber in various radiation beams.* Applied Radiation and Isotopes, vol. 58, pages 595–601.

- [Maia 2005] **Maia, A. F.** 2005. *Padronização de Feixes e Metodologia Dosiimétrica em Tomografia Computadorizada*. PhD thesis, Universidade de São Paulo.
- [Maia 2006] **Maia, A. F.; Caldas, L. V. E.** 2006. *Calibração das câmaras de ionização para feixes de tomografia computadorizada no Brasil: a realidade actual*. Radiol Bras., vol. 39, pages 209–213.
- [Martin 2008] **Martin, C. J.** 2008. *Radiation Dosimetry for Diagnostic Medical Exposures*. Radiation Protection Dosimetry, vol. 128, pages 389–412.
- [MCN165] **MCN165.** *X ray tube assembly*. Philips. 43
- [NIST 2011] **NIST** 2011. *National Institute of Standard and Technology*. [online] Disponível em: <http://www.nist.gov/index.html> [Consultado em Abril de 2011]. xviii, xix, 6, 28, 29, 30
- [O'Brien 2009] **O'Brien, M.; Bueermann, L.** 2009. *Comparison of the NIST and PTB Air-Kerma standards for low-energy X-rays*. Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology, vol. 114.
- [Oliveira 2008] **Oliveira, K. M.; Alves, D. M.; da Silva, D. A.; Maia, A. F.** 2008. *Dosimetria do paciente em radiodiagnóstico*. Scientia Plena, vol. 4.
- [Oliveira 2009] **Oliveira, A. D.; Jesus, J.; Leite, E.; Serranheira, F.; de Sousa Uva, A.** 2009. *Caracterização do feixe de Radiação X num bloco operatório em cirurgia*. Revista Portuguesa de Saúde Pública, vol. 27.
- [Oliveira 2011] **Oliveira, A.** 2011. *Protecção Radiológica - Apontamentos de Física, Dosimetria, Grandezas e Unidades*. In Curso de Segurança e Protecção Radiológica - ITN. 18, 19
- [Peixoto 2001] **Peixoto, J. G.; Almeida, C. E.** 2001. *The radiation metrology network related to the field of mammography: implementation and uncertainty analysis of the calibration system*. Measurement Science and Technology, vol. 12, pages 1586–1593.
- [Pires 2010] **Pires, E. J.; David, M. G.; Peixoto, J. G.; deAlmeida, C. E.** 2010. *Establishment of radiation qualities for mammography*

- according to the IEC 61267 and TRS 457. Radiation Protection Dosimetry, pages 1–7.
- [Podgorsak 2005] **Podgorsak, E. B.** 2005. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency - IAEA.
- [Podgorsak 2010] **Podgorsak, E. B.** 2010. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Verlag Berlin Heidelberg. xviii, xix, 3, 5, 7, 9, 10, 11, 12, 15, 24
- [PTB 2010] **PTB** 2010. *Physikalisch Technischen Bundesanstalt*. [online] Disponível em: <http://www.ptb.de/> [Consultado em Abril de 2011].
- [PTW a] PTW-Freiburga. *Ionization Chamber Type 23331*.
- [PTW b] PTW-Freiburgb. *SFD chambers types 34060, 34069*.
- [PTW 2011] **PTW** 2011. *PTW Freiburg*. [online] Disponível em: <http://www.ptw.de/> [Consultado em Março de 2011].
- [Regulla 2003] **Regulla, D.; Griebel, J.; Nosske, D.; Bauer, B.; Brix, G.** 2003. *Acquisition and assessment of patient exposure in diagnostic radiology and nuclear medicine*. Z. Med. Phys, vol. 13, pages 127–135.
- [Regulla 2005] **Regulla, D. F.; Eder, H.** 2005. *Patient exposure in Medical X-ray Imaging in Europe*. Radiation Protection Dosimetry, vol. 114, pages 11–25.
- [Ros 2000] **Ros, R. A.** 2000. Metodologia de controle de qualidade de equipamentos de raio x (nível diagnóstico) utilizados em calibração de instrumentos. Master's thesis, Universidade de São Paulo.
- [RPD 2011] **RPD** 2011. *Oxford University Press - Radiation Protection Dosimetry*. [online] Disponível em: <http://rpd.oxfordjournals.org/> [Consultado em Fevereiro de 2011].
- [Serro 1992] **Serro, R.; Carreiro, J. V.; Galvão, J. P.; Reis, R.** 1992. *Population dose assessment from Radiodiagnosis in Portugal*. Radiation Protection Dosimetry, vol. 43, pages 65–68.
- [Silva 2005] **Silva, J. C.** 2005. *Manual de elaboração de relatórios e tratamento de resultados experimentais*. Faculdade de Ciência e Tecnologia - Universidade Nova de Lisboa.

- [Smith 2000] **Smith, F. A.** 2000. *A Primer in Applied Radiation Physics*. World Scientific. 4, 11
- [TRS 2007] 2007. *Technical Reports Series no. 457 - Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international Code of Practice*. Rapport technique, International Atomic Energy Agency - IAEA. xix, xx, xxiv, 1, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 48, 77, 80
- [Turner 2007] **Turner, J. E.** 2007. *Atoms, Radiation and Radiation Protection*. KGaA, Weinheim. 9, 17
- [UNS 2000] 2000. *Sources and Effects of Ionizing Radiation. Annex D: Medical radiation exposures*. Rapport technique, United Nations Scientific Comitee on the Effects of Atomic Radiation - UNSCEAR, New York.
- [UNS 2010] 2010. *Sources and Effects of Ionizing Radiation. Annex A: Medical radiation exposures*. Rapport technique, United Nations Scientific Comitee on the Effects of Atomic Radiation - UNSCEAR, New York.
- [Wall 2004] **Wall, B. F.** 2004. *Radiation Protection Dosimetry for Diagnostic Radiology Patients*. Radiation Protection Dosimetry, vol. 109, pages 409–419. 1
- [WHS 2011] **WHS** 2011. *Wenatchee High School*. [online] Disponível em: - <http://whs.wsd.wednet.edu/faculty/busse/mathhomepage/busse-classes/radiationphysics/lecturenotes/chapter6/chapter6part2.html> [Consultado em Setembro de 2011]. xix, 31
- [Witzani 2004] **Witzani, J.; Bjerke, H.; Bochud, F.; Csete, I.; Denoziere, M.; de Vries, W.; Ennow, K.; Grindborg, J. E.; Hourdakis, C.; Kosumen, A.; Kramer, H. M.; Pernicka, F.; Sander, T.** 2004. *Calibration of dosimeters used in Mammography with different X ray qualities: EUROMET*. Radiation Protection Dosimetry, vol. 108, pages 33–45. xx, 45, 46
- [Xavier] **Xavier, A. M.; Mouro, J. T.; Heibrom, P. F.** Princípios básicos de segurança e protecção radiológica. Universidade Federal do Rio Grande do Sul - Setembro de 2006.
- [Xu 2010] **Xu, X. G.; Eckerman, K. F.** 2010. *Anatomical Models for Radiation Dosimetry*. Taylor and Francis.

Apêndice A

Dosimetria das Qualidades de Radiação

A.1 Com aplicação em Mamografia

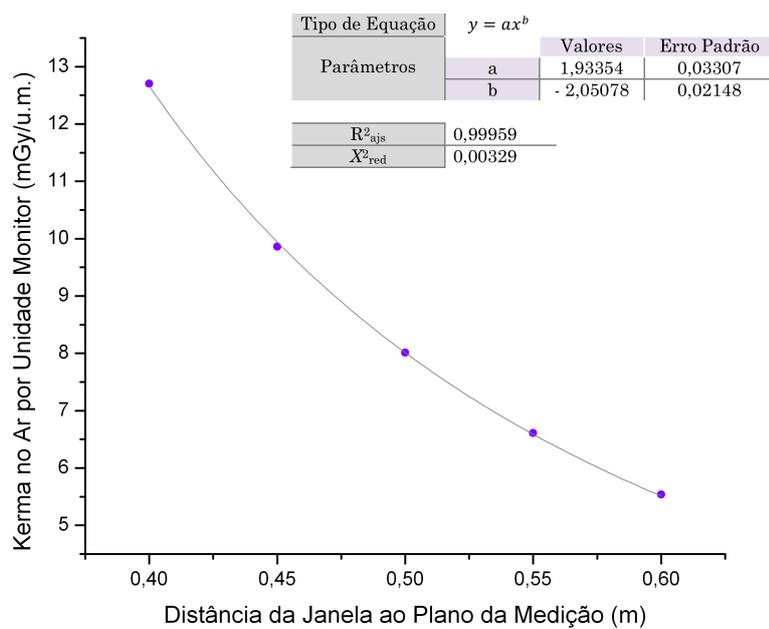


Figura A.1: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 23 kV.

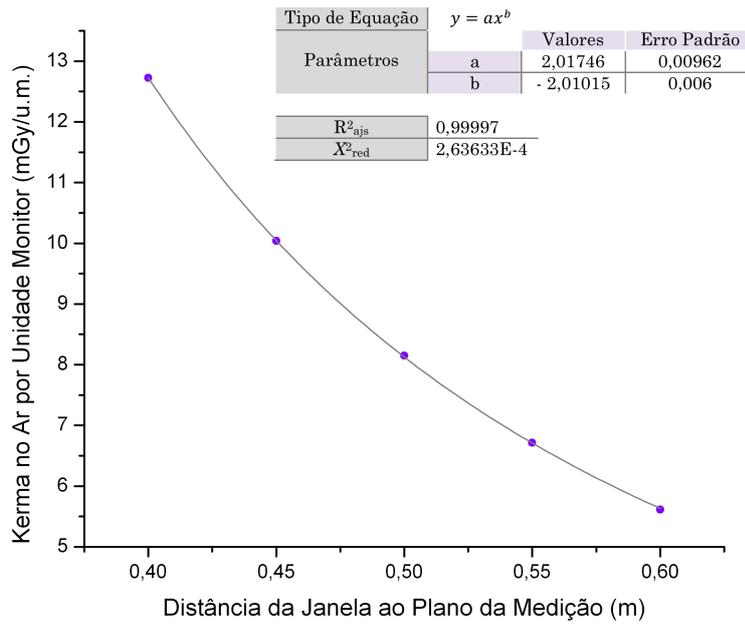


Figura A.2: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 25 kV.

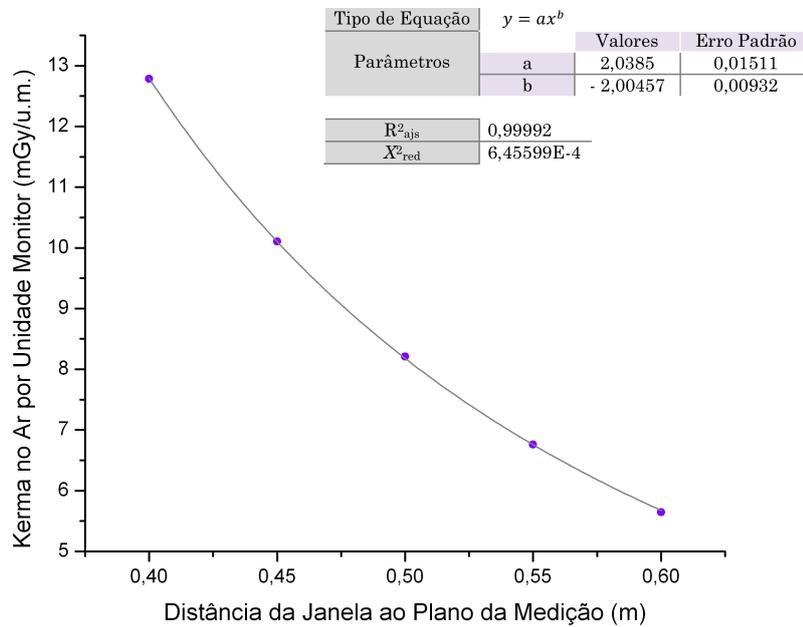


Figura A.3: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 30 kV.

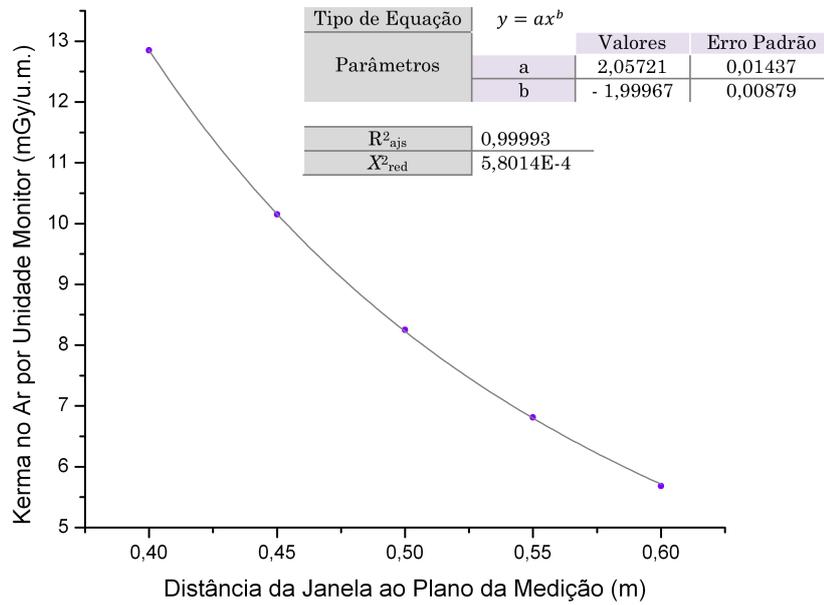


Figura A.4: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 35 kV.

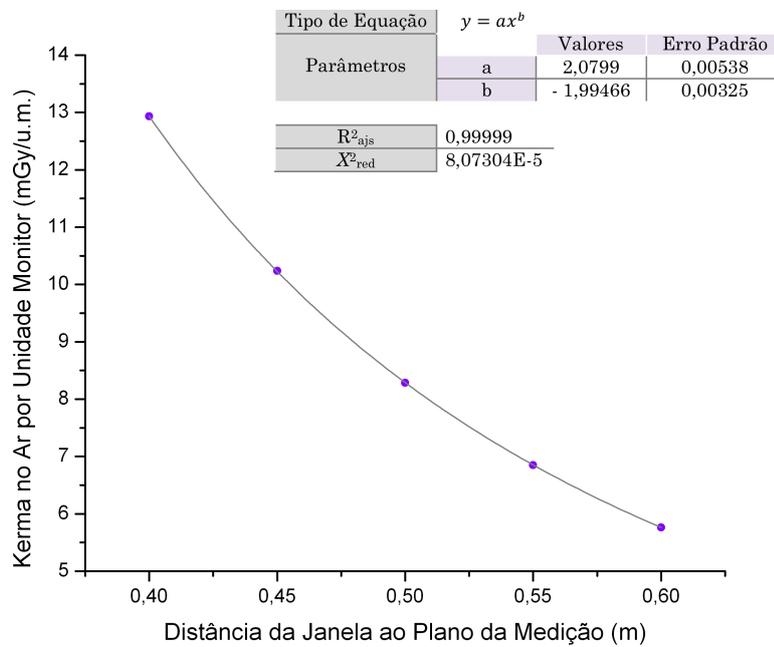


Figura A.5: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 40 kV.

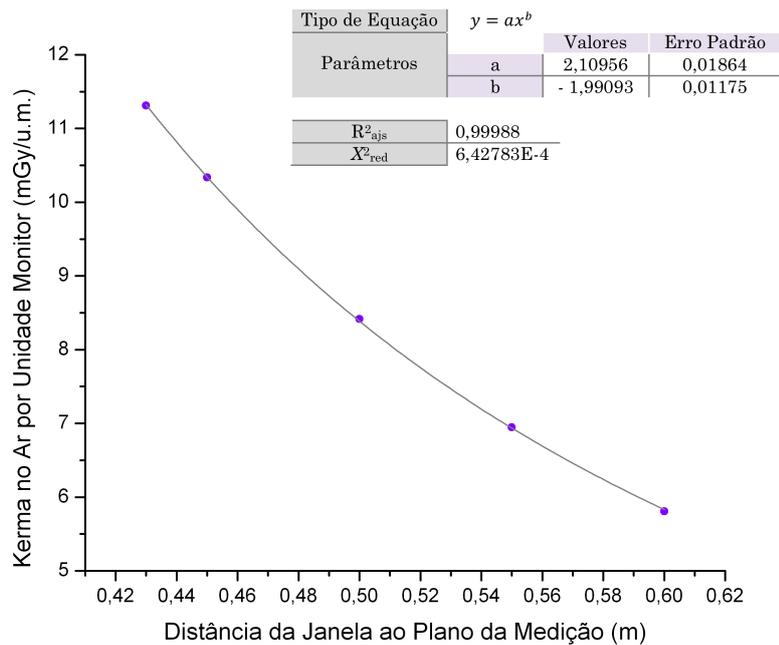


Figura A.6: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação com uma tensão na ampola de 50 kV.

A.2 RQR's

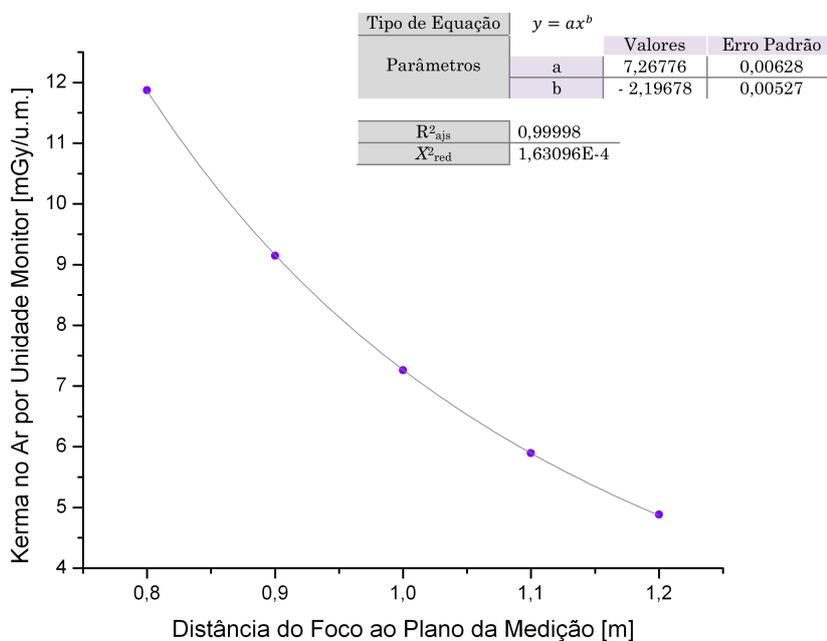


Figura A.7: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR2.

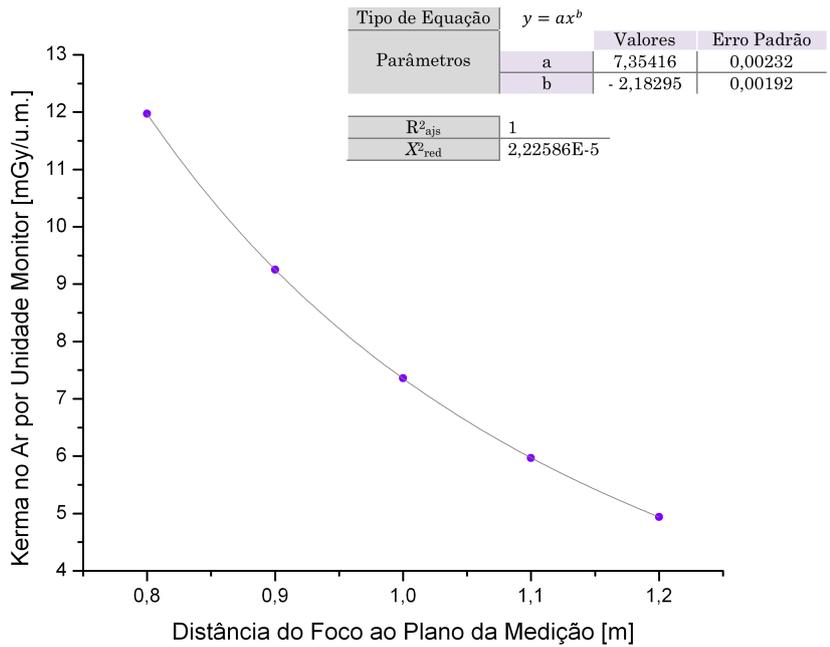


Figura A.8: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR3.

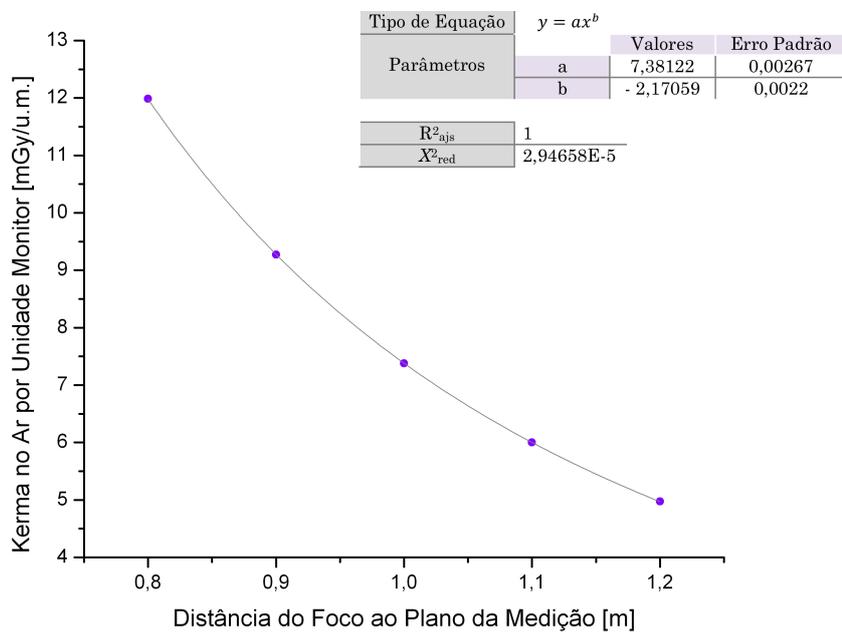


Figura A.9: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR4.

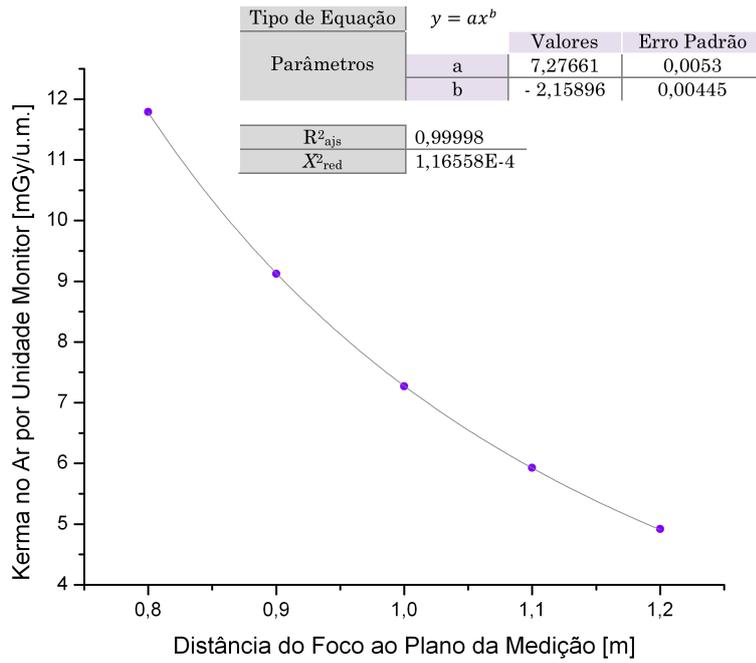


Figura A.10: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR6.

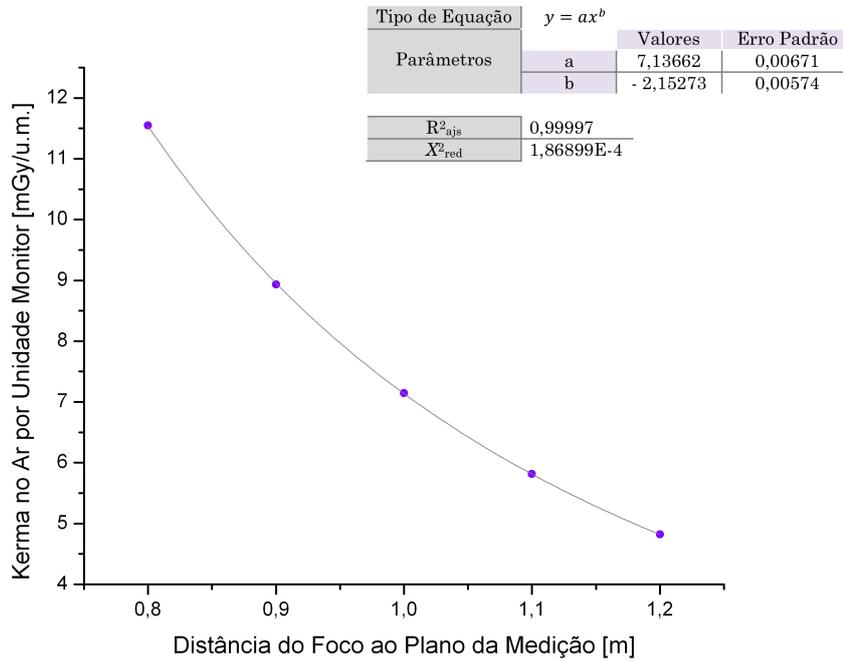


Figura A.11: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR7.

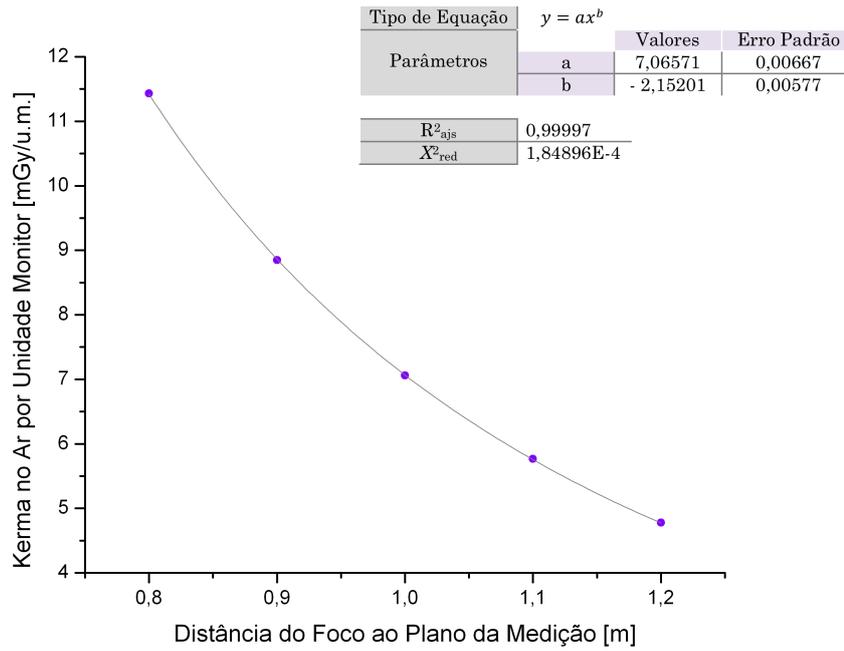


Figura A.12: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR8.

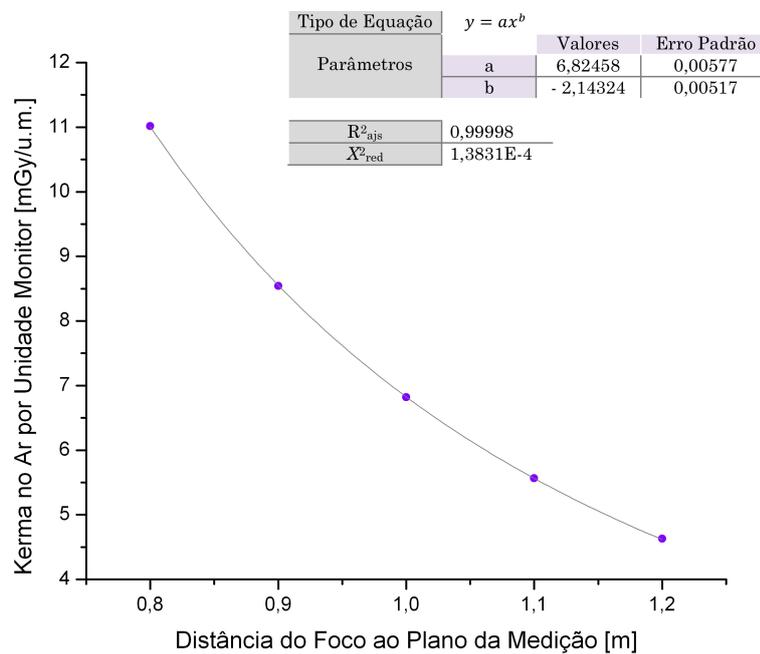


Figura A.13: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR9.

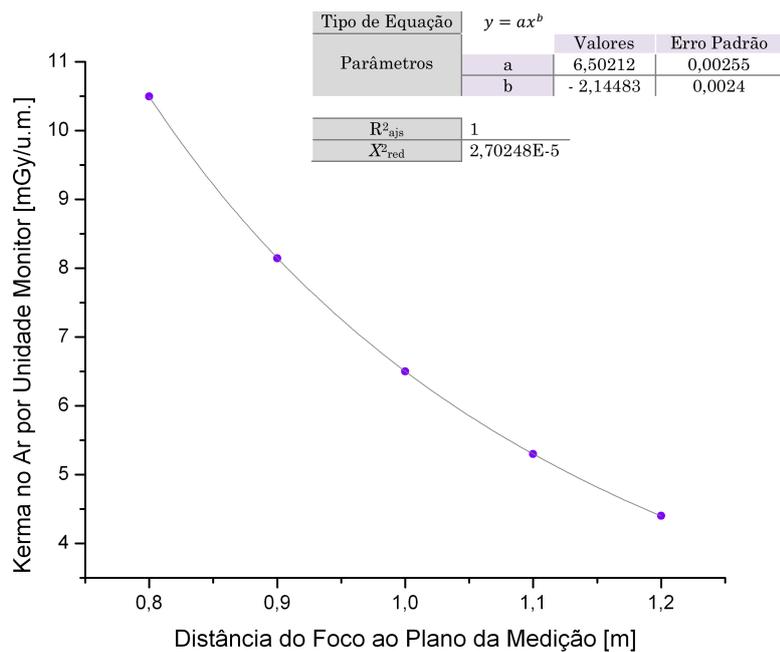


Figura A.14: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQR10.

A.3 RQT

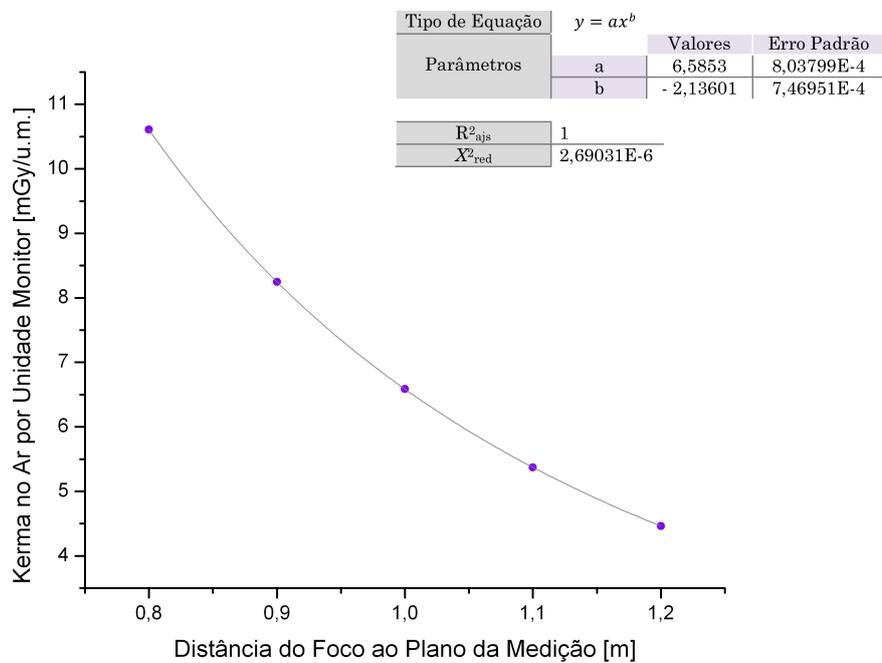


Figura A.15: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQT8.

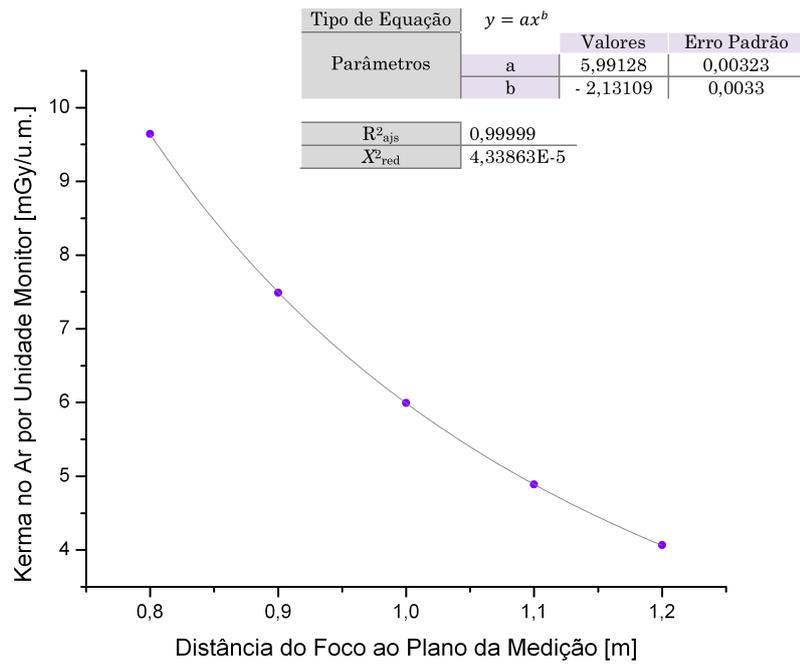


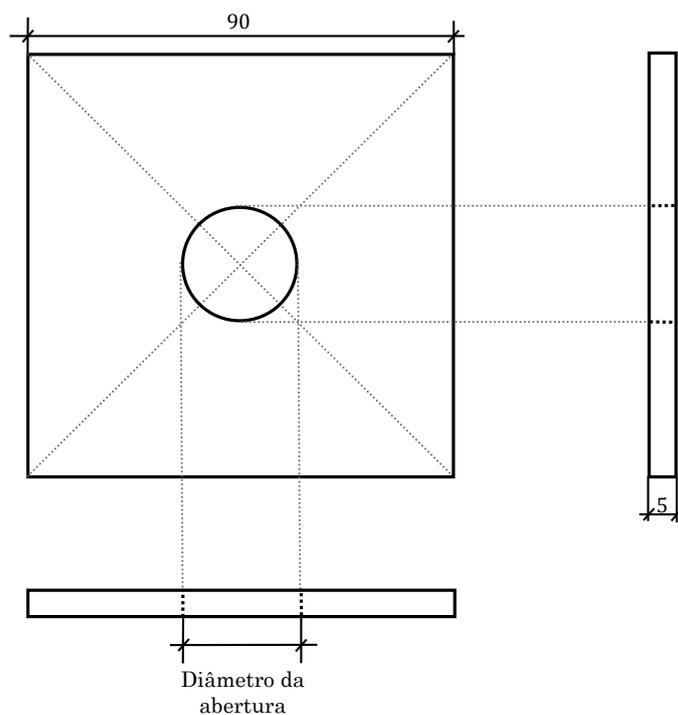
Figura A.16: Valores do kerma no ar em cinco posições da câmara, para a qualidade de radiação RQT10.

Apêndice B

Projectos

B.1 Colimadores utilizados na dosimetria das qualidades de radiação aplicadas à Mamografia, ao diagnóstico convencional e à TC

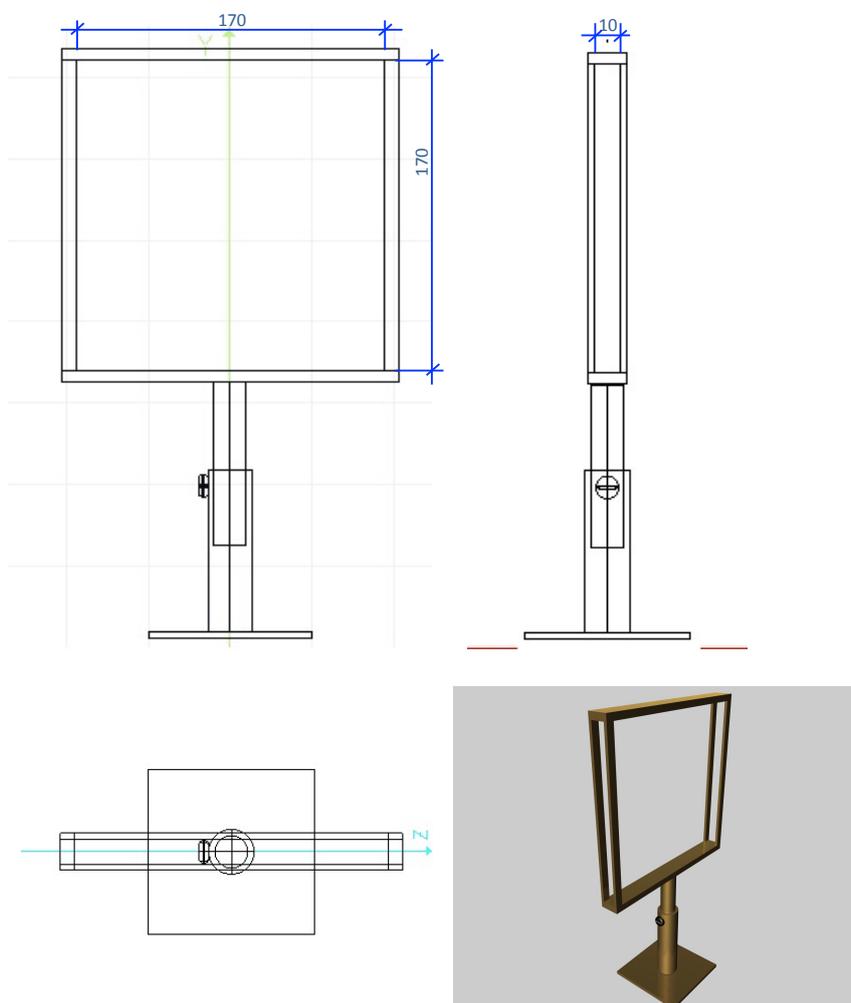
Os projectos apresentados nas oficinas do ITN para a construção dos colimadores são idênticos, apenas varia a dimensão da abertura. A abertura do colimador projectado para o estudo em mamografia apresentava um diâmetro de 18,2 mm. Relativamente às qualidades RQR, RQA e RQT foi realizada a projecção de um colimador com abertura de 11,4 mm de diâmetro. Todas as medidas estão apresentadas em mm.



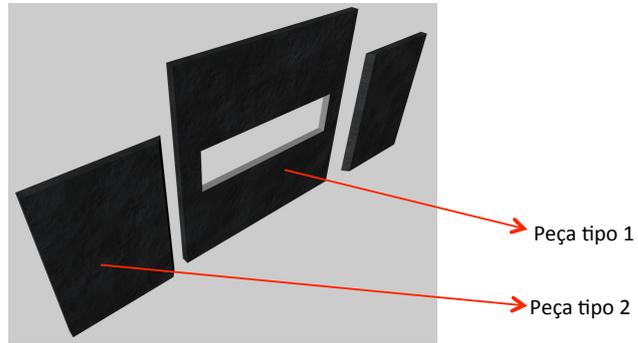
B.2 Colimador para calibração de dosímetros utilizados em TC

O colimador realizado para os estudos dos métodos de calibração, de câmaras de ionização do tipo lápis, foi projectado tendo em conta as exigências do código da prática TRS 457. Na projecção do colimador teve-se ainda em conta a realização de uma abertura de dimensão variável. A extremidades da fenda apresentam um desnível que foi calculado segundo a divergência do feixe de radiação. Para a construção deste colimador foi primeiramente necessário a construção de um suporte. Todas as medidas estão apresentadas em mm.

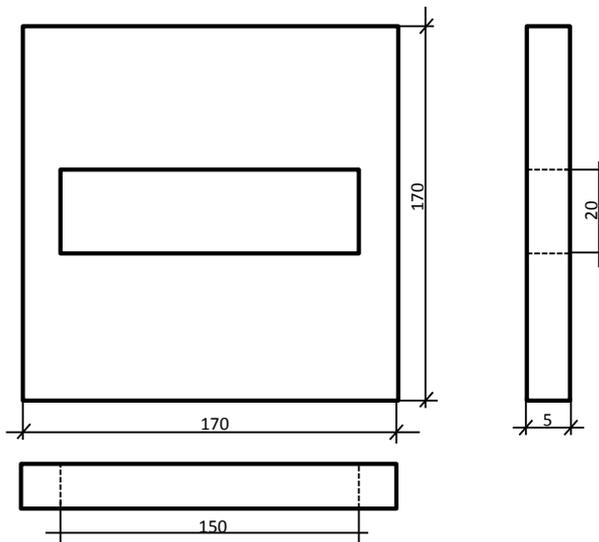
Suporte:



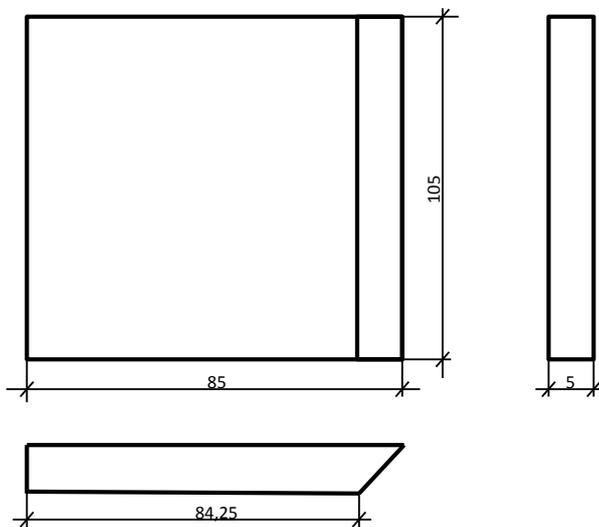
Colimador:

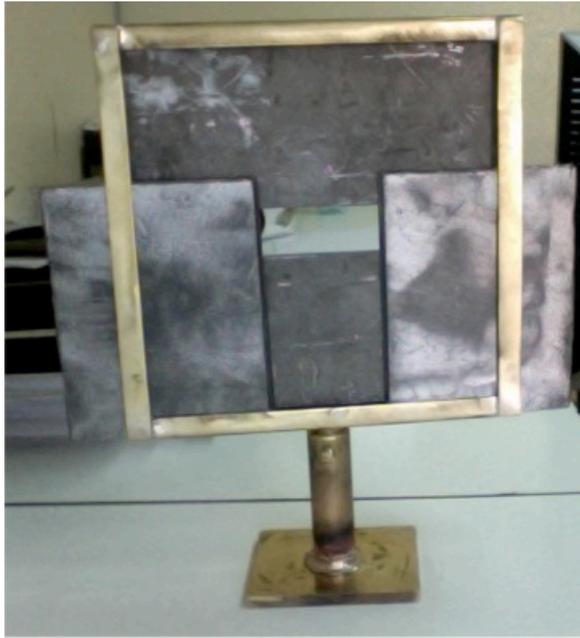


- Peça do tipo 1

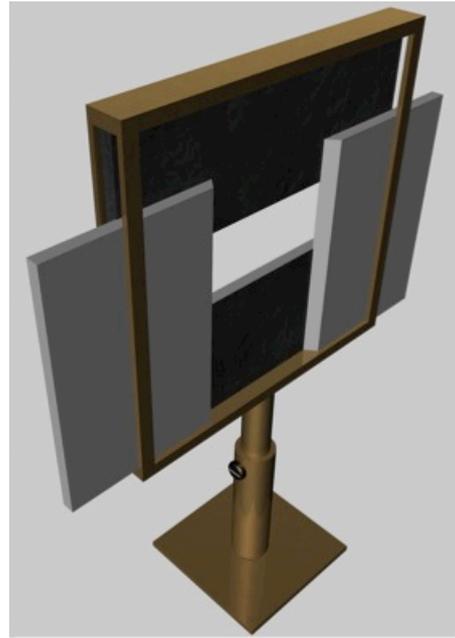


- Peça do tipo 2





a)



b)

Figura B.1: a) Fotografia do colimador e seu suporte construído nas oficinas do ITN. b) Projecto em 3D do colimador e seu suporte.

Apêndice C

Radiografias do Campo de Radiação

C.1 Qualidade de referência em Mamografia

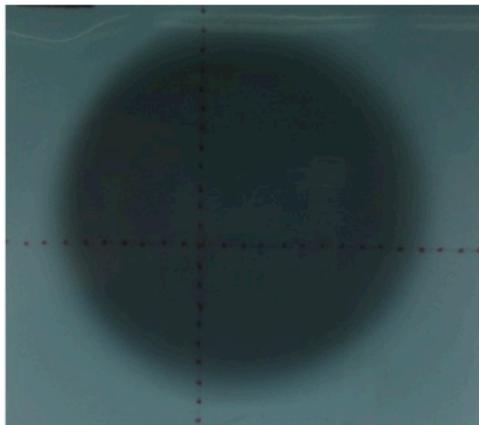


Figura C.1: Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência em mamografia. Tempo de exposição igual a 60s e corrente na ampola de 2mA. Colimador na primeira posição.

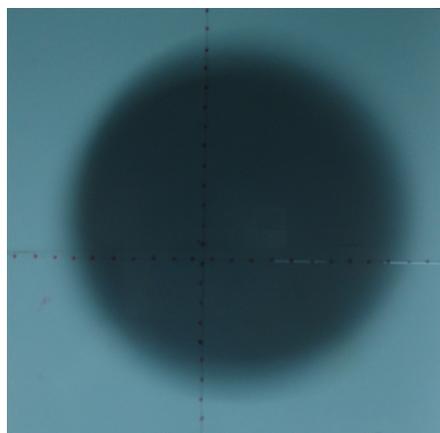


Figura C.2: Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência em mamografia. Tempo de exposição igual a 60s e corrente na ampola de 2mA. Colimador deslocado.

C.2 Qualidade de referência RQR5

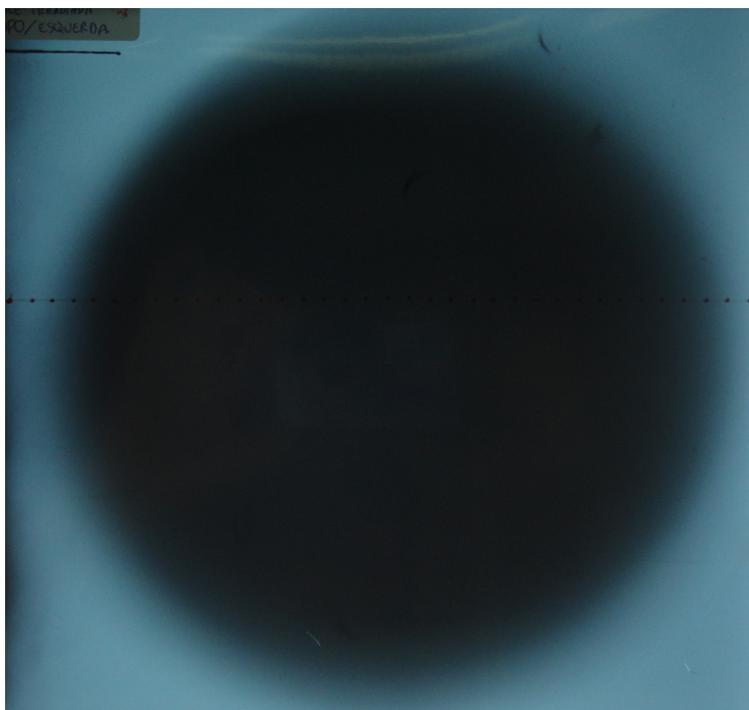


Figura C.3: Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQR5. Tempo de exposição igual a 15s e corrente na ampola de 2mA. Colimador com diâmetro de abertura igual a 17,25 mm.

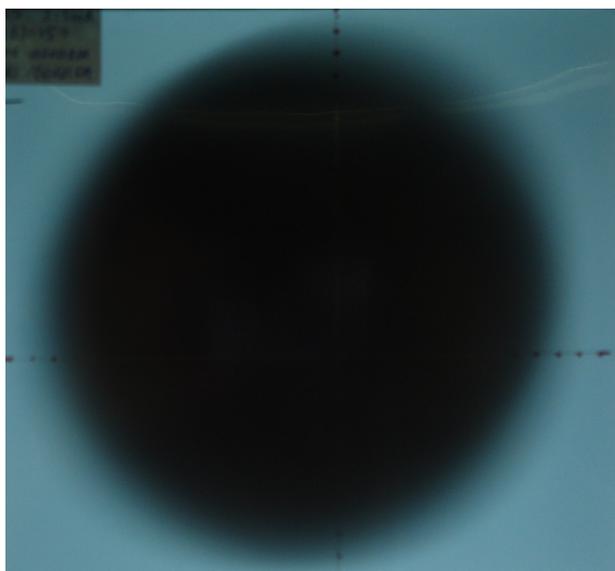


Figura C.4: Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQR5. Tempo de exposição igual a 15s e corrente na ampola de 5mA. Colimador com diâmetro de abertura igual a 11,4 mm.

C.3 Qualidade de referência RQT9 para diferentes dimensões da abertura do colimador



Figura C.5: Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQT9. Tempo de exposição igual a 3s e corrente na ampola de 1mA. Colimador de fenda rectangular totalmente aberta.



Figura C.6: Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQT9. Tempo de exposição igual a 5s e corrente na ampola de 2mA. Colimador de fenda rectangular com uma abertura de 7,5cm.



Figura C.7: Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQT9. Tempo de exposição igual a 3s e corrente na ampola de 1mA. Colimador de fenda rectangular com uma abertura de 4cm.

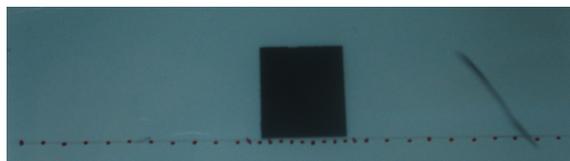


Figura C.8: Radiografia do campo para a qualidade de radiação de referência RQT9. Tempo de exposição igual a 5s e corrente na ampola de 2mA. Colimador de fenda rectangular com uma abertura de 2cm.

Apêndice D

Certificados de Calibração

D.1 Certificado de Calibração emitido pelo BIPM



BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES
Pavillon de Breteuil, F-92312 Sèvres Cedex

N° 55 10 May 2011

CERTIFICATE
for the study and calibration in mammography x-rays of the
ionization chamber PTW TM 34069, serial number 163,
of the INSTITUTO TECNOLÓGICO E NUCLEAR (ITN), Sacavém, Portugal
(No previous BIPM calibration)

The ionization chamber PTW TM 34069, serial number 163, of the INSTITUTO TECNOLÓGICO E NUCLEAR (ITN), Sacavém, Portugal, has been calibrated at the Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) in terms of air kerma in W/Mo mammography x-rays. The instrument was received on 07 March 2011. The measurements were carried out during March 2011 by C. Kessler and this certificate is approved by P.J. Allisy-Roberts.

The results of the study are shown below. The air-kerma calibration coefficients N_K are given at 20 °C and 101.325 kPa. The uncertainties u_c represent the combined standard uncertainty.

W/Mo Mammography radiation quality				
Generating voltage / kV	HVL (Al) ^a / mm	Air-kerma rate / mGy s ⁻¹	N_K / Gy μC^{-1}	u_c / Gy μC^{-1}
23	0.332	1.00	4.420	0.009
28	0.356	1.00	4.404	0.009
35	0.388	1.00	4.382	0.009
40	0.417	1.00	4.366	0.009
50	0.489	1.00	4.335	0.009

^a Half-value layer expressed in mm of aluminium.

Information on the conditions of measurement at the BIPM, on the determination of the air-kerma rate and an analysis of the uncertainties are given in *Rapport BIPM-2011/04*. Details concerning the calibration uncertainty are given in Table 1.



M. Kühne
Director

This certificate may be reproduced only in its entirety Page 1 of 3

Details concerning the calibration of the ionization chamber PTW TM 34069, serial number 163

1. *Chamber positioning.* The centre of the chamber, assumed to be 4.83 mm behind the front surface of the chamber body, was placed in the reference plane at 500 mm from the exit window of the x-ray tube. The distance was measured to around 0.02 mm. The centre of the circular entrance window was aligned on the beam axis to around 0.1 mm. The beam diameter in the reference plane is 84 mm. For this chamber type, with cavity diameter 20 mm, the correction factor $k_m = 1.0022$ is applied for the radial non-uniformity of the beam; a relative standard uncertainty of 4×10^{-4} is introduced to account for the uncertainty of this value.
2. *Collecting voltage.* Using the BIPM voltage supply, a collecting voltage of 200 V (positive polarity) was applied to the HT electrode of the chamber at least 30 minutes before any measurements. No correction is applied to the measured ionization current for the polarity effect, nor for the incomplete collection of charge due to ion recombination.
3. *Charge measurement and leakage.* The charge collected by the chamber was measured using the BIPM electrometer following a pre-irradiation of at least 20 minutes. The measured ionization current was around 230 pA. All measurements are corrected for current leakage; this correction was less than 1×10^{-4} in relative value.
4. *Ambient conditions.* During calibration the surrounding air temperature was maintained around 20 °C and during each set of measurements was stable to better than 0.2 °C. The ionization current is normalized to the reference conditions 20 °C and 101.325 kPa. The relative humidity was controlled in the range from 47 % to 53 %. No humidity correction is applied.
5. *Reproducibility of measurements.* At each radiation quality, two sets of seven measurements were made, each measurement with integration time 30 s. The relative standard uncertainty of the mean ionization current for each set was around 1×10^{-4} . Repeat calibrations were made at 23 kV and 50 kV on a different day. An uncertainty component of 5×10^{-4} in relative value is introduced to account for the typical short-term reproducibility of chamber calibration coefficients in low-energy x-rays at the BIPM.
6. *Additional measurements.* Measurements were also made in the Mo/Mo beams at the BIPM. The calibration coefficients in the Mo/Mo beams are higher by 0.7% for an Al HVL of 0.33 mm and 0.5% for an Al HVL of 0.37 mm.

Table 1. Relative standard uncertainties associated with the calibration coefficient N_K of the ionization chamber PTW TM 34069, serial number 163

Uncertainty component	$s^1 \times 10^2$	$u^2 \times 10^2$
air-kerma rate	0.05	0.19
ionization current	0.02	0.02
chamber position	0.01	-
radial non-uniformity	-	0.04
short-term reproducibility	0.05	-
	—————	—————
quadratic summation	0.07	0.20
Combined uncertainty of N_K		0.21

¹ s represents the relative standard uncertainty estimated by statistical methods (type A).

² u represents the relative standard uncertainty estimated by other means (type B).

It should be noted that the given type A uncertainty s relates to the calibration coefficient at the time of calibration. Repeat calibrations have shown that the uncertainty should be increased to account for the observed long-term reproducibility of calibration coefficients. An additional relative standard uncertainty of 2×10^{-3} may be appropriate, although this depends on the chamber type, radiation quality, handling and transportation. No previous BIPM calibration data exist for the chamber under calibration.

Note also that the uncertainties relate to calibration at the BIPM. When the chamber is used in a different beam, the uncertainty should be increased to account for differences in energy spectrum, air-kerma rate, field size and radial profile, as well as uncertainties arising from chamber positioning and local ambient conditions. The additional relative standard uncertainty may be around 2×10^{-3} (see M. Boutillon, Behaviour of transfer instruments in the low-energy x-ray range, *Metrologia* **33** (1996) 479-484).

D.2 Certificados de Calibração emitidos pela IAEA

International Atomic Energy Agency

Calibration certificate No. **POR/2011/1**

The following instruments from **LMRI-Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes**
Sacavém, Portugal
have been calibrated at the IAEA Dosimetry Laboratory:

	Ionization chamber	Electrometer
Model/type:	TW-34069-2,5	
Serial number:	#00163	
Manufacturer:	PTW	
Calibration period:	from 2011-Jun-17	to 2011-Jun-23

Calibration coefficients in terms of air kerma

The calibrations have been performed following the procedure given in Appendix 3 DOLP.013 “Diagnostic radiology ionization chamber calibration procedures at the IAEA dosimetry laboratory”. The IAEA reference standard chamber Exradin A3, (#XR053495) used to calibrate the instruments had been calibrated at the PTB in October 2009.

Radiation quality	Half Value Layer	Chamber	Chamber + electrometer	\dot{K}_{air}
	mm Al	N_K [mGy /nC]	N_K [mGy /scale unit]	[mGy/min]
RQR2	1.46	4.15 ± 0.04	-	75
RQR3	1.81	4.14 ± 0.04	-	75
RQR4	2.22	4.13 ± 0.04	-	75
RQR5	2.61	4.13 ± 0.04	-	75
RQR6	3.10	4.14 ± 0.04	-	75
RQR7	3.60	4.13 ± 0.04	-	75
RQR8	4.05	4.14 ± 0.04	-	75
RQR9	5.12	4.14 ± 0.04	-	75
RQR10	6.76	4.13 ± 0.04	-	75

Uncertainties in the calibration correspond to a coverage factor, $k = 2$. The calibration coefficients are established at the reference conditions $T = 20.0$ °C, $P = 101.325$ kPa and R.H. = 50.0 %.

Settings during the calibration (see Appendix for details):

Electrometer settings at calibration:
Scale unit:
Polarizing Voltage:
Polarizing Voltage for chamber calibration (alone): **-200 V**

For



Ahmed Meghziene
Head, Dosimetry and Medical
Radiation Physics Section

Date of issue: **2011-08-15**

International Atomic Energy Agency

Calibration certificate No. **POR/2011/3**

The following instruments from **LMRI-Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes**
Sacavém, Portugal
have been calibrated at the IAEA Dosimetry Laboratory:

	Ionization chamber	Electrometer
Model/type:	TW-34069-2,5	
Serial number:	#00163	
Manufacturer:	PTW	
Calibration period:	from 2011-Jun-22	to 2011-Jun-27

Calibration coefficients in terms of air kerma

The calibrations have been performed following the procedure given in Appendix 3 DOLP.013 “Diagnostic radiology ionization chamber calibration procedures at the IAEA dosimetry laboratory”. The IAEA reference standard chamber Exradin A4, (#XP060543) used to calibrate the instruments had been calibrated at the PTB in October 2009.

Radiation quality	Half Value Layer	Chamber	Chamber + electrometer	\dot{K}_{air}
	mm Al	N_K [mGy /nC]	N_K [mGy /scale unit]	[mGy/min]
RQA5	6.97	4.15 ± 0.04	-	3.0

Uncertainties in the calibration correspond to a coverage factor, $k = 2$. The calibration coefficients are established at the reference conditions $T = 20.0$ °C, $P = 101.325$ kPa and R.H. = 50.0 %.

Settings during the calibration (see Appendix for details):

Electrometer settings at calibration:
Scale unit:
Polarizing Voltage:
Polarizing Voltage for chamber calibration (alone): **-200 V**

For



Ahmed Meghzifene
Head, Dosimetry and Medical
Radiation Physics Section

Date of issue: 2011-08-15

International Atomic Energy Agency

Calibration certificate No. **POR/2011/2**

The following instruments from **LMRI-Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
Sacavém, Portugal**
have been calibrated at the IAEA Dosimetry Laboratory:

	Ionization chamber	Electrometer
Model/type:	TW-34069-2,5	
Serial number:	#00163	
Manufacturer:	PTW	
Calibration period:	from 2011-Jun-21	to 2011-Jun-27

Calibration coefficients in terms of air kerma

The calibrations have been performed following the procedure given in Appendix 3 DOLP.013 "Diagnostic radiology ionization chamber calibration procedures at the IAEA dosimetry laboratory". The IAEA reference standard chamber Exradin A3, (#XR053495) used to calibrate the instruments had been calibrated at the PTB in October 2009.

Radiation quality	Half Value Layer	Chamber	Chamber + electrometer	\dot{K}_{air}
	mm Al	N_K [mGy /nC]	N_K [mGy /scale unit]	[mGy/min]
RQT8	7.03	4.15 ± 0.04	-	75
RQT9	8.55	4.16 ± 0.04	-	75
RQT10	10.20	4.15 ± 0.04	-	75

Uncertainties in the calibration correspond to a coverage factor, $k = 2$. The calibration coefficients are established at the reference conditions $T = 20.0$ °C, $P = 101.325$ kPa and R.H. = 50.0 %.

Settings during the calibration (see Appendix for details):

Electrometer settings at calibration:

Scale unit:

Polarizing Voltage:

Polarizing Voltage for chamber calibration (alone): **-200 V**

For



Ahmed Meghzi Fene
Head, Dosimetry and Medical
Radiation Physics Section

Date of issue: **2011-08-15**

The reported expanded uncertainty of measurement is stated as the standard uncertainty of measurement multiplied by the coverage factor $k = 2$, which for a normal distribution corresponds to a level of confidence of approximately 95 %. The standard uncertainty of measurement has been determined in accordance with ISO guidelines (1995).

This certificate includes calibrations for mammography and/or X-ray diagnostic radiology beams which are not yet listed in the database of the CIPM Mutual Recognition Arrangement (CIPM MRA) drawn up by the International Committee for Weights and Measures (CIPM) for the IAEA's Calibration and Measurement Capabilities (CMC). Work is underway to include these services in the CMC database as soon as possible.

The Dosimetry Laboratory of the International Atomic Energy Agency is the central laboratory of the IAEA/WHO network of Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs). It provides calibration services to the SSDL members. The Dosimetry Laboratory is operated following a peer-reviewed quality system based on ISO-17025.

To sustain its quality system and contribute to the coherence of the SI unit for ionizing radiation, the IAEA participates regularly in comparisons organized by regional metrology organizations.

This certificate contains 2 pages with an appendix¹ (Appendix 3 DOLP.013). It may not be reproduced other than in full. A calibration certificate without a signature and the date of issue is not valid.

International Atomic Energy Agency
Dosimetry and Medical Radiation Physics Section
Division of Human Health, International Atomic Energy Agency
Wagramer Strasse 5, PO Box 100, A-1400
Vienna, Austria
Fax: +43 1 26007-21662
Tel: +43 1 2600 21653

¹ The appendix can be downloaded from the Internet: <http://www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/ssdl.asp>

Apêndice E

Exemplo do cálculo de Incertezas

Para exemplificar o cálculo das incertezas, foi utilizada a incerteza calculada para a qualidade de radiação de referência em diagnóstico convencional, RQR5. Os valores obtidos durante a medição estão apresentados na tabela E.1.

Tabela E.1: Tabela do registo de valores das medições efectuadas na determinação do valor de kerma no ar no plano de referência para a qualidade RQR5.

RQR 5 Plano de Referência	Temperatura [°C]	Pressão [hPa]	Carga medida [nC]	Câmara Monitor [u.m.]	Factor de Correcção	Carga com correção [nC]	Câmara Monitor com correção [u.m.]	(Carga)/ (Unidade Monitor) [nC/ u.m]
	19,8	1016,45	5,035	2,84	0,996171691	5,015724466	2,829127603	1,772887324
	19,7	1016,45	5,034	2,839	0,995831643	5,013016491	2,827166034	1,773159563
	19,8	1016,45	5,034	2,839	0,996171691	5,014728294	2,828131432	1,773159563
	19,7	1016,55	5,034	2,838	0,995733681	5,012523351	2,825892187	1,773784355
	19,8	1016,55	5,035	2,84	0,996073696	5,015231059	2,828849297	1,772887324
	19,8	1016,5	5,034	2,839	0,996122691	5,014481628	2,827992321	1,773159563
	19,7	1016,5	5,035	2,838	0,99578266	5,013765691	2,826031188	1,774136716
	19,7	1016,5	5,035	2,839	0,99578266	5,013765691	2,827026971	1,7735118
	19,7	1016,5	5,034	2,838	0,99578266	5,012769909	2,826031188	1,773784355
	19,7	1016,5	5,036	2,839	0,99578266	5,014761474	2,827026971	1,773864037
Média	19,74	1016,495	5,0346	2,8389				1,77343346
Desvio Padrão	0,051639778	0,036893239	0,000699206	0,000737865				0,000441455

O valor convencional verdadeiro do kerma no ar por unidade monitor no plano de referência é dado pela equação E.1.

$$K_{ar} = M^* \times N_k \quad (\text{E.1})$$

O parâmetro M^* é obtido da equação E.2. Onde M_1 resultada equação E.3 e U_1 da equação E.4.

$$M^* = \frac{M_1}{U_1} \quad (\text{E.2})$$

$$M_1 = M.C_{PT}C_H = M. \left(\frac{273,15 + T}{T_0} \cdot \frac{P_0}{P} \right) .C_H \quad (\text{E.3})$$

$$U_1 = U.C_{PT}.C_H = U. \left(\frac{273,15 + T}{T_0} \cdot \frac{P_0}{P} \right) .C_H \quad (\text{E.4})$$

De acordo com as equações, os componentes que contribuem para a incerteza associada valor de K_{ar} são os seguintes:

- M : medida da carga obtida pela câmara de ionização no plano de referência;
- U : leitura dada pelo electrómetro da câmara monitor;
- T : temperatura ambiente;
- P : pressão atmosférica;
- C_H : humidade relativa;
- N_K : coeficiente de calibração.

O primeiro passo consiste no cálculo de incertezas padrão associadas a cada componente.

- Incerteza associada a M :

$$u_M = \sqrt{\left(\frac{S_M}{\sqrt{n}}\right)^2 + \left(\frac{S_{RE}}{\sqrt{3}}\right)^2} + u_D^2 = \sqrt{\left(\frac{0,0007}{\sqrt{10}}\right)^2 + \left(\frac{0,0005}{\sqrt{3}}\right)^2} + u_D^2 = 1,211 \times 10^{-3} [nC] \quad (\text{E.5})$$

, onde u_D corresponde à incerteza associada ao posicionamento da câmara obtido pela equação 4.11.

$$u_D = \frac{M - M_{calculado}}{\sqrt{3}} = \frac{5,0346 - M_{calculado}}{\sqrt{3}} = 1,155 \times 10^{-3} [nC] \quad (\text{E.6})$$

- Incerteza associada a U :

$$u_U = \sqrt{\left(\frac{S_U}{\sqrt{n}}\right)^2 + \left(\frac{S_{RE}}{\sqrt{3}}\right)^2} = \sqrt{\left(\frac{0,0007}{\sqrt{10}}\right)^2 + \left(\frac{0,0005}{\sqrt{3}}\right)^2} = 3,712 \times 10^{-4} [u.m.] \quad (\text{E.7})$$

- Incerteza associada a T :

$$u_T = \frac{S_{RT}}{\sqrt{3}} = \frac{0,05}{\sqrt{3}} = 2,887 \times 10^{-2} [K] \quad (\text{E.8})$$

- Incerteza associada a P :

$$u_P = \frac{S_{RP}}{\sqrt{3}} = \frac{0,08}{\sqrt{3}} = 4,619 \times 10^{-2} [hPa] \quad (E.9)$$

- Incerteza associada a C_H :

$$u_{C_H} = \frac{0,0004}{\sqrt{3}} = 2,309 \times 10^{-4} \quad (E.10)$$

- A incerteza associada a N_K é dada no certificado de calibração com um factor de cobertura $k=2$, assim para $k=1$ a incerteza é dada pela equação E.11.

$$u_{N_K} = \frac{0,04}{2} = 2 \times 10^{-2} [mGy/nC] \quad (E.11)$$

O segundo passo consiste no cálculo dos coeficientes de sensibilidade associados às componentes de incerteza.

- Coeficiente de sensibilidade associado a M :

$$\frac{\partial M_1}{\partial M} = C_{PT} \times C_H = 9,959 \times 10^{-1} \quad (E.12)$$

- Coeficiente de sensibilidade associado a U :

$$\frac{\partial U_1}{\partial U} = C_{PT} \times C_H = 9,959 \times 10^{-1} \quad (E.13)$$

- Coeficientes de sensibilidade associados a T :

$$\frac{\partial M_1}{\partial T} = \frac{M \times C_H \times P_0}{P \times T_0} = 1,712 \times 10^{-2} \left[\frac{nC}{K} \right] \quad (E.14)$$

$$\frac{\partial U_1}{\partial T} = \frac{U \times C_H \times P_0}{P \times T_0} = 9,653 \times 10^{-3} \left[\frac{um}{K} \right] \quad (E.15)$$

, onde P_0 e T_0 correspondem respectivamente à pressão e à temperatura de referência.

- Coeficientes de sensibilidade associados a P :

$$\frac{\partial M_1}{\partial P} = M \times \frac{273,15 + T}{T_0} \times \left(-\frac{P_0}{P^2} \right) \times C_H = -4,933 \times 10^{-3} \left[\frac{nC}{hPa} \right] \quad (E.16)$$

$$\frac{\partial U_1}{\partial P} = U \times \frac{273,15 + T}{T_0} \times \left(-\frac{P_0}{P^2} \right) \times C_H = -2,781 \times 10^{-3} \left[\frac{um}{hPa} \right] \quad (E.17)$$

- Coeficientes de sensibilidade associados a C_H :

$$\frac{\partial M_1}{\partial C_H} = M \times C_{PT} = 5,014 [nC] \quad (E.18)$$

$$\frac{\partial U_1}{\partial C_H} = U \times C_{PT} = 2,827 [um] \quad (E.19)$$

- Coeficiente de sensibilidade associado a M_1 :

$$\frac{\partial M^*}{\partial M_1} = \frac{1}{U_1} = 0,354 \text{ [um}^{-1}\text{]} \quad (\text{E.20})$$

- Coeficiente de sensibilidade associado a U_1 :

$$\frac{\partial M^*}{\partial U_1} = -\frac{M_1}{U_1^2} = -0,627 \left[\frac{\text{nC}}{\text{um}^2} \right] \quad (\text{E.21})$$

- Coeficiente de sensibilidade associado a M^* :

$$\frac{\partial K_{ar}}{\partial M^*} = N_K = 4,13 \left[\frac{\text{mGy}}{\text{nC}} \right] \quad (\text{E.22})$$

- Coeficiente de sensibilidade associado a N_K :

$$\frac{\partial K_{ar}}{\partial N_K} = M^* = \frac{M_1}{U_1} = 1,750 \left[\frac{\text{nC}}{\text{um}} \right] \quad (\text{E.23})$$

O balanço da incerteza da medição pode ser resumido através das tabelas E.2, E.3 e E.4. Nas tabelas estão listadas todas as fontes de incerteza, juntamente com as incertezas padrão associadas e coeficientes de sensibilidade, bem como, as diferentes contribuições para a incerteza. A incerteza padrão final associada ao resultado da medição é dada no canto inferior direito da tabela e resulta da raiz quadrada da soma dos quadrados de todas as contribuições para a incerteza.

Tabela E.2: Balanço da incerteza do valor da carga corrigida (M_1).

Grandeza X_i	Estimativa x_i	Incerteza Padrão $u(x_i)$	Coeficiente de Sensibilidade $\partial M_1 / \partial x_i$	Contribuição para a Incerteza Padrão $u_i(M_1)$
M	5,0346 [nC]	1,211E-03 [nC]	9,959E-01	1,206E-03 [nC]
T	19,74 [°C]	2,887E-02 [K]	1,712E-02 [nC/K]	4,942E-04 [nC]
P	1016,495 [hPa]	4,619E-02 [hPa]	-4,933E-03 [nC/hPa]	-2,278E-04 [nC]
C_H	1	2,309E-04	5,014E+00	1,158E-03 [nC]
M_1	5,014 [nC]			1,758E-03 [nC]

Tabela E.3: Balanço da incerteza do valor da carga monitor corrigida (U_1).

Grandeza X_i	Estimativa x_i	Incerteza Padrão $u(x_i)$	Coeficiente de Sensibilidade $\partial U_1 / \partial x_i$	Contribuição para a Incerteza Padrão $u_i(U_1)$
U	2,8389 [um]	3,712E-04 [um]	9,959E-01	3,697E-04 [um]
T	19,74 [°C]	2,887E-02 [K]	9,653E-03 [um/K]	2,787E-04 [um]
P	1016,495 [hPa]	4,619E-02 [hPa]	-2,781E-03 [um/hPa]	-1,285E-04 [um]
C_H	1	2,309E-04	2,827E+00	6,529E-04 [um]
U_1	2,827			8,106E-04 [um]

Tabela E.4: Balanço da incerteza do valor de kerma no ar no plano de referência para a qualidade de radiação RQR5.

Grandeza X_i	Estimativa x_i	Incerteza Padrão $u(x_i)$	Coefficiente de Sensibilidade $\partial K_{ar}/\partial x_i$	Contribuição para a Incerteza Padrão $u_i(K_{ar})$
M^*	1,773 [nC/um]	7,994E-13 [nC/um]	4,13 [mGy/nC]	3,302E-12 [mGy/um]
N_k	4,13 [mGy/nC]	2,000E-02 [mGy/nC]	1,773E+00 [nC/um]	3,547E-02 [mGy/um]
K_{ar}	7,324 [mGy/um]			0,035 [mGy/um]

No trabalho as incertezas apresentadas foram incertezas expandidas dadas pela equação E.24, onde E representa a incerteza expandida, k o factor de expansão ou de cobertura. As incertezas foram expandidas para um factor de cobertura, $k = 2$, que corresponde a um nível de confiança aproximadamente 95%. A tabela E.5 representa a incerteza de medição expandida para este caso.

$$E = k \cdot u(k_{ar}) \quad (E.24)$$

Podemos fazer uma avaliação da qualidade da medida através da incerteza relativa. A incerteza relativa é obtida segundo a equação E.25 e é expressa em percentagem. A tabela E.5 apresenta a incerteza relativa para este caso.

$$I_{relativa} = \frac{u(k_{ar})}{k_{ar}} \times 100 \quad (E.25)$$

Tabela E.5: Incerteza Expandida e Incerteza Relativa do valor de kerma no ar no plano de referência para a qualidade RQR5.

Kerma no Ar [mGy/u.m.]	Incerteza [mGy/u.m.]	
	para k=1	para k=2
7,324	0,035	0,071
Incerteza Relativa [%]		
0,484		

