

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE CIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



Ciências
ULisboa

A Metrologia no Controlo de Qualidade de Equipamentos de Radiodiagnóstico

Mestrado Integrado em Engenharia Física

Ana Rita das Neves Sousa

Dissertação orientada por:
Doutor Alexandre Pereira Cabral
Dr. Pedro Silva Gomes

2015

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE CIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



**Ciências
ULisboa**

A Metrologia no Controlo de Qualidade de Equipamentos de Radiodiagnóstico

Mestrado Integrado em Engenharia Física

Ana Rita das Neves Sousa

Dissertação orientada por:
Doutor Alexandre Pereira Cabral¹
Dr. Pedro Silva Gomes²

2015

¹ Departamento de Física, Faculdade de Ciências, Universidade de Lisboa, 1749-016 Lisboa

² Unidade Técnica de Proteção Radiológica, Instituto de Soldadura e Qualidade, 2740-120 Porto Salvo

A utilização de raios X tem contribuído para o diagnóstico e tratamento de diversas patologias. Os sistemas de imagem baseados em raios X com aplicação médica evoluíram desde unidades muito simples, usadas para a obtenção de imagens de locais anatómicos específicos até sistemas que permitem visualizar o corpo inteiro. Atualmente, os equipamentos de imagiologia médica com raios X beneficiam da moderna tecnologia digital. Os sucessivos avanços na área da imagiologia médica baseada nos raios X têm possibilitado a melhoria da qualidade das imagens.

No início dos anos 90 começou a existir uma preocupação crescente com o controlo de qualidade e com a proteção radiológica do paciente e operador. Desta forma pretendia-se garantir uma técnica radiográfica adequada e a obtenção da melhor imagem possível para o diagnóstico sujeitando o paciente à menor dose possível.

Surge então a necessidade de ter instrumentação calibrada garantindo resultados mais exatos. Assim, no controlo de qualidade dos equipamentos de radiodiagnóstico avaliam-se os diversos parâmetros que permitem um bom desempenho dos equipamentos. Esta avaliação envolve a medição de diversas grandezas e, desta forma, como em qualquer medição, o resultado obtido vem afetado por uma incerteza que compreende, em geral, diversas contribuições. Algumas destas podem ser estimadas com base na distribuição estatística dos resultados das séries de medições, enquanto outras componentes da incerteza têm as suas avaliações baseadas em calibrações, na experiência ou noutras informações fornecidas pelo fabricante.

O objetivo principal desta tese é o de contribuir para uma melhor definição das fontes de incerteza que influenciam as medições, nos procedimentos de controlo de qualidade dos equipamentos de radiodiagnóstico. Analisam-se em detalhe as técnicas e equipamentos utilizados, bem como as especificações técnicas dos instrumentos. Com os resultados obtidos, foi possível identificar lacunas graves na legislação e sugerir trabalhos futuros nesta área.

Palavras-Chave:

Metrologia, Controlo de Qualidade, Radiodiagnóstico, Incerteza de Medição, Grandezas de Influência

Abstract

The use of X-rays has contributed to the diagnosis and treatment of innumerable pathologies. Imaging systems used for medical purposes based on X-ray theory have evolved from very simple units, used to obtain pictures of specific anatomic locations, up to complex systems which allow visualization of the whole body. Nowadays, Medical Imaging equipment that use X-rays take advantage of modern digital technology and the advances in this field enable an improvement in image quality.

In the early 90's there was a growing concern about quality control and radiologic protection of both the patient and the operator. Thus, the goal was set to assure a proper radiographic technique that would allow for the best possible image for diagnosis, while simultaneously subjecting the patient to the lowest dose of radiation as reasonably achievable.

And so the need for calibrated instruments arose, in order to assure greater accuracy of the results. In the quality control of equipment used for Diagnostic Radiology, the various parameters required for good performance are evaluated. This evaluation involves measuring variables, whose results, as in any other measurement, are affected by an uncertainty that comprehends, in general, multiple components. Some of these can be estimated based on statistical distribution of the results from the series of measurements, while other components of uncertainty have their evaluations based on calibrations, experiments or other information given by the manufacturer.

The main goal of this thesis is to contribute to a better definition of the sources of uncertainty that influence the measurements in the procedures of the radiology equipment quality control. It is analysed in detail the techniques and the equipment used, as well as the technical specifications of the instruments. With the obtained results, it was possible to identify serious gaps in the legislation and suggest future work in this field.

Keywords:

Metrology, Quality Control, Diagnostic Radiology, Measurement Uncertainty, Influence Quantities

Agradecimentos

As minhas primeiras palavras vão para o Doutor Alexandre Cabral, verdadeiro orientador, sempre disponível para me ajudar, apesar da distância que por vezes nos separava, e com uma paciência infinita nas alturas mais complicadas destes últimos meses. Para além disso, agradeço-lhe a confiança que depositou em mim desde o primeiro momento, acreditando muito mais nas minhas capacidades, do que eu própria.

Em segundo lugar gostaria de agradecer ao Dr. Pedro Gomes, meu co-orientador, por todo o conhecimento transmitido, pela orientação sábia e por todos os comentários sinceros ao trabalho desenvolvido que me foi dando à medida que o trabalho ia avançando. Agradeço-lhe igualmente a oportunidade que me deu de integrar a equipa da Unidade Técnica de Proteção Radiológica do Instituto de Soldadura e Qualidade, constituindo uma mais-valia para o meu trabalho, tanto no que diz respeito aos conhecimentos que adquiri relativamente aos procedimentos práticos, como na obtenção dos resultados e seguintes conclusões. Agradeço também aos meus colegas de laboratório, David Manaia e Eng. Louis Branco, pela disponibilidade, pelos conselhos e por toda a ajuda principalmente nos aspetos mais práticos que envolviam a minha tese. Obrigada por tudo.

Sendo este trabalho o culminar do, até agora, maior projeto da minha vida, tenho que agradecer a todos aqueles que me ajudaram a chegar até aqui. Em especial à Daniela, à Raquel e ao Rodrigo, meus colegas que me acompanharam desde o primeiro ano e que estiveram sempre presentes, dentro e fora da faculdade. Um muito obrigada também ao André e à Marta, pelas conversas intermináveis, pela amizade sincera e por acreditarem em mim sempre muito mais do que eu acreditava. São a família que levo da faculdade. Agradeço também às minhas amigas de longa data, Maria e Sara, principalmente pela companhia, pelas palavras de incentivo e por suportarem as minhas ausências durante este tempo. Uma palavra muito especial também para o João, pela disponibilidade, pela paciência, e por estar ao meu lado tanto na vida como na realização deste trabalho. Sem todos vocês, chegar até aqui não teria tido o mesmo valor.

Por fim as últimas palavras vão para os meus pais. A eles devo-lhes tudo. Chegámos até aqui, juntos, os três.

Conteúdos

1. Introdução Geral

1.1 Contexto	1
1.2 Motivação e Objetivos	2
1.3 Estrutura do Trabalho	4

2. Metrologia e as Radiações Ionizantes

2.1 A Metrologia	7
2.1.1 A Importância de Medir	8
2.1.2 Erro e Sistema de Medição	9
2.1.3 Avaliação da Incerteza de Medição – Método do GUM	10
2.2 Controlo de Qualidade em Radiodiagnóstico	16
2.2.1 Normas de Radioproteção	16
2.2.2 Disposições Regulamentares, Normativas e Legislativas	17
2.2.3 O Impacto da Desatualização e da Omissão de Critérios Legais	19
2.2.4 A Incerteza na Análise de Conformidade das Tolerâncias e Níveis de Referência	20
2.3 Equipamentos de Radiodiagnóstico	20
2.3.1 Geração de Raios X	21
2.3.2 Equipamentos de Radiodiagnóstico por Valência	23
2.3.3 Sistema de Detecção, Processamento e Visualização	33
2.3.4 Casos Específicos em Estudo neste Trabalho	40
2.3.4.1 Mamografia Digital	41
2.3.4.2 Tomografia Computorizada	46

3. Detecção e Medição de Radiação Ionizante

3.1 A Utilização das Radiações Ionizantes	51
3.2 Instrumentos de Medição das Radiações Ionizantes	53
3.2.1 Instrumentos utilizados no Controlo de Qualidade	55

3.2.2	Detetores Primários de Referência	63
3.2.3	Verificação Metrológica dos Detetores	67
3.3	Fantomas e Objetos de Teste	69
4. A Incerteza nos Ensaios de CQ em Mamografia Digital		
4.1	Os Ensaios de Controlo de Qualidade	73
4.2	Condições Experimentais	95
4.3	Quantificação das Grandezas de Influência e Determinação das Incertezas de Medição	97
4.4	Análise dos Resultados Experimentais	115
5. A Incerteza nos Ensaios de CQ em Tomografia Computorizada		
5.1	Os Ensaios de Controlo de Qualidade	119
5.2	Condições Experimentais	131
5.3	Quantificação das Grandezas de Influência e Determinação das Incertezas de Medição	132
5.4	Análise dos Resultados Experimentais	143
6.	Conclusões e Perspetivas	147
	Referências	149
	Anexo A – Os vários tipos de Distribuição de Probabilidade	A-1
	Anexo B – Grandezas para Dosimetria do Paciente em Radiodiagnóstico	B-1
	Anexo C.1 – Especificações do fabricante:	
	RaySafe Xi Mammography Detector	C.1-1
	Anexo C.2 – Especificações do fabricante:	
	Mamógrafo GE Healthcare Performa	C.2-1
	Anexo C.3 – Especificações do fabricante:	
	TORMAX Mammography Phantoms	C.3-1
	Anexo C.4 – Especificações do fabricante:	
	Catphan ® 600	C.4-1

Anexo D – Certificado de Calibração:	
Dinamómetro BLET – DTN 361	D-1
Anexo E.1 – Resultados Experimentais:	
Mamografia Digital	E.1-1
Anexo E.2 – Resultados Experimentais:	
Tomografia Computorizada	E.2-1
Anexo F.1 – Balanços de Incerteza:	
Mamografia Digital	F.1-1
Anexo F.2 – Balanços de Incerteza:	
Tomografia Computorizada	F.2-1

Lista de Figuras

- Figura 1.1 – Diagrama representativo dos tópicos abordados ao longo do trabalho.
- Figura 2.1 – Ilustração do processo que gera erros de medição.
- Figura 2.2 – Representação esquemática do erro total.
- Figura 2.3 – Conjunto dos vários dispositivos que compõem o sistema de medição.
- Figura 2.4 – Representação probabilística da medição.
- Figura 2.5 – Distribuição de probabilidade dos valores observados de uma grandeza e respetivo intervalo de conformidade, representando ainda a probabilidade associada ao risco para o cliente.
- Figura 2.6 – A cor verde representa-se o resultado da medição, a cor azul o valor limite possível para essa grandeza e a cor encarnada a incerteza de medição.
- Figura 2.7 – Variação da intensidade da imagem no recetor em função dos diferentes tecidos atravessados pelo feixe de raios X.
- Figura 2.8 – Representação esquemática da ampola de raios X.
- Figura 2.9 – Equipamentos típicos de Radiografia Convencional.
- Figura 2.10 – Equipamentos típicos de Fluoroscopia.
- Figura 2.11 – Curvas típicas de controlo de diferentes parâmetros da imagem fluoroscópica.
- Figura 2.12 – Equipamentos típicos de Mamografia.
- Figura 2.13 – Equipamento típico de Radiografia Dentária Intra-Oral (esq.). Imagem típica obtida com um equipamento de Radiografia Dentária Intra-Oral (dir.).
- Figura 2.14 – Equipamento típico de Radiografia Panorâmica (esq.). Imagem típica de uma Radiografia Panorâmica (dir.).
- Figura 2.15 – Equipamento típico de CBCT (esq.). Imagem típica obtida com um sistema de CBCT (dir.).
- Figura 2.16 – Equipamentos de Osteodensitometria central (esq.) e periférico (dir.).
- Figura 2.17 – Cassete que mostra a colocação do filme e posição dos ecrãs (esq.). (b) Vista transversal através de um sistema de ecrã duplo usado em radiografia com o filme entre os dois ecrãs (dir.).
- Figura 2.18 – Utilização de um intensificador de imagem.
- Figura 2.19 – Esquema da DDR de conversão direta.

Figura 2.20 – Variação da densidade ótica de um filme em função do logaritmo da sua exposição.

Figura 2.21 – Imagem do negatoscópio geral (esq.) e específico para mamografia (dir.).

Figura 2.22 – Estruturas anatômicas internas da mama.

Figura 2.23 – Dependência do coeficiente de atenuação linear, μ , com a energia do feixe de raios X (esq.). Dependência do contraste da imagem com a energia do feixe de raios X (dir.).

Figura 2.24 – Geometria do sistema de aquisição de imagem que mostra: alinhamento correto do tecido (a); perda de tecido devido ao alinhamento incorreto (b).

Figura 2.25 – Análise do efeito anódico em mamografia: ânodo voltado para o paciente (a); cátodo voltado para o paciente (b).

Figura 2.26 – Efeito da inclinação do tubo onde se visualiza uma melhor separação das estruturas no recetor.

Figura 2.27 – Espectro de energia emitida por um alvo de W (esq.) e Mo (dir.).

Figura 2.28 – Acessórios usados em mamografia.

Figura 2.29 – Equipamento típico de Tomografia Computorizada.

Figura 2.30 – Método de aquisição da imagem sequencial (esq.) e helicoidal (dir.).

Figura 2.31 – Ilustração da atenuação sofrida pelo feixe de raios X até atingir o detetor.

Figura 3.1 – Diferentes tipos de dosímetros.

Figura 3.2 – Imagem representativa da não proporcionalidade entre a grandeza física e o valor medido.

Figura 3.3 – Dependência direcional da resposta dos dosímetros.

Figura 3.4 – Câmaras utilizadas para a medição de raios X (esq.), raios X e gama (dir.).

Figura 3.5 – Esquema representativo do funcionamento de uma câmara de ionização (esq.). Característica tensão-corrente (dir.).

Figura 3.6 – Constituição de uma câmara de ionização prática.

Figura 3.7 – Rede cristalina de um semicondutor tipo N.

Figura 3.8 – Rede cristalina de um semicondutor tipo P.

Figura 3.9 – Semicondutor do tipo PN onde se evidencia a região de depleção adequada à deteção de radiação.

Figura 3.10 – Esquema de funcionamento de um detetor de cintilação.

Figura 3.11 – Esquema de funcionamento dos detetores de cintilação orgânicos.

Figura 3.12 – Esquema de funcionamento dos detetores de cintilação inorgânicos.

Figura 3.13 – Esquema de funcionamento dos detetores de cintilação inorgânicos dopados com impurezas onde se evidenciam os estados ativadores.

Figura 3.14 – Padrão de dose absorvida na água e kerma no ar para raios X de baixa energia (esq.). Padrão de dose absorvida na água e kerma no ar para ^{60}Co e raios X de mega voltagem (centro). Um dos padrões, posicionado na mesa experimentalmente na sala de irradiação I (dir.).

Figura 3.15 – Calorímetro na câmara de vácuo (a). Calorímetro visto de frente, sem a janela de grafite (b).

Figura 3.16 – Medição da dose absorvida na água através de quatro configurações diferentes: medição calorimétrica em vácuo com o núcleo e revestimento em grafite (a); medição ionométrica onde o núcleo é substituído por uma câmara de ionização de placas paralelas (b); medição ionométrica com a câmara de ionização de placas paralelas colocada no simulador de água (c); configuração ideal (d).

Figura 3.17 – Variação da temperatura antes, durante e após a irradiação do calorímetro.

Figura 3.18 – Exemplos de fantasmas utilizados em Tomografia Computorizada (a), Radiografia Convencional (b), Radiografia Dentária (c), Mamografia (d).

Figura 3.19 – Exemplo de objetos de teste utilizados em Radiografia Convencional (esq.), Mamografia (centro), Tomografia Computorizada para avaliação dos valores dos números CT (dir.).

Figura 4.1 – Posicionamento do detetor na medição conforme indicado no manual do fabricante.

Figura 4.2 – Esquema representativo da definição das ROIs para correta medição do VMP e DVP.

Figura 4.3 – Equipamento e aparato experimental para as medições relativas à qualidade da radiação.

Figura 4.4 – Detetor semiconductor e multímetro de radiação *Unfors Xi Platinum Plus*.

Figura 4.5 – Dinamómetro BLET modelo DTN 361.

Figura 4.6 – Objeto de teste e placas de PMMA utilizadas no CQ em mamografia.

Figura 4.7 – Escala graduada utilizada para medir distâncias.

Figura 4.8 – Vista do *software Weasis*.

Figura 5.1 – Ilustração da definição das ROIs mínimas para avaliação da uniformidade espacial do #CT: posição central e quatro periféricas.

Figura 5.2 – Ilustração das estruturas no fantoma de qualidade de imagem para avaliação do #CT de materiais de diferentes densidades.

Figura 5.3 – Ilustração das estruturas pontuais no fantoma de qualidade de imagem para avaliação da resolução de alto contraste.

Figura 5.4 – Indicação do espaçamento entre estruturas para cada conjunto de lp/cm .

Figura 5.5 – Gráfico da Função de Modulação de Transferência, MTF.

Figura 5.6 – Representação da PSF e LSF.

Figura 5.7 – Ilustração das estruturas no fantoma de qualidade de imagem para avaliação da resolução de baixo contraste.

Figura 5.8 – Ilustração das estruturas no fantoma de qualidade de imagem para avaliação da linearidade espacial e tamanho de pixel.

Figura 5.9 – Equipamento e aparato experimental para as medições relativas ao CQ da imagem em Tomografia Computorizada.

Figura 5.10 – Objeto de teste *Catphan 600* constituído por 5 módulos para avaliação de diversos parâmetros relativos à qualidade da imagem (esq.). Vista de cima do objeto de teste *Catphan 600* onde são visíveis os 5 módulos diferentes (dir.).

Figura 5.11 – Vista do *software Weasis* com imagem ilustrativa da avaliação do ruído da imagem (ECQ 5.1.1.1).

Figura 5.12 – Vista do *software Weasis* com imagem ilustrativa da avaliação da uniformidade espacial do #CT (ECQ 5.1.1.2).

Figura 5.13 – Vista do *software Weasis* com imagem ilustrativa da avaliação do #CT para materiais de diferentes densidades (ECQ 5.1.1.3).

Figura 5.14 – Vista do *software Weasis* com imagem ilustrativa da avaliação do contraste nominal (ECQ 5.1.1.5).

Figura 5.15 – Vista do *software Weasis* com imagem ilustrativa da avaliação do tamanho de pixel e linearidade (ECQ 5.1.1.6).

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 – Dados de Portugal, e comparativamente dos países europeus, apresentados em fevereiro de 2015 no estudo *Dose Datamed II* relativamente à frequência dos exames de raios X, bem como a correspondente dose efetiva global destes exames.

Tabela 3.2 – Grandezas e qualidades de radiação para as quais existem Padrões no LMRI.

Tabela 3.3 – Limites da característica de desempenho dos instrumentos em que se avalia o erro intrínseco relativo.

Tabela 3.4 – Limites da característica de desempenho dos instrumentos em que se avalia a exatidão do alarme.

Tabela 3.5 – Limites da característica de desempenho dos instrumentos em que se avalia a eficiência.

Tabela 3.6 – Limites da característica de desempenho dos instrumentos de radiodiagnóstico em que se avalia o erro intrínseco relativo.

Tabela 4.1 – Parâmetros e respetivas condições padrão que deverão ser adotadas para a realização dos ensaios de CQ.

Tabela 4.2 – Coeficientes para as combinações ânodo/filtro.

Tabela 4.3 – Valores do produto dos coeficientes c e g .

Tabela 4.4 – Valores do coeficiente s .

Tabela 4.5 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da exatidão da tensão (ECQ 4.1.1.1).

Tabela 4.6 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da repetibilidade da tensão (ECQ 4.1.1.2).

Tabela 4.7 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do HVL (ECQ 4.1.1.3).

Tabela 4.8 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do tempo de exposição (ECQ 4.1.2.1).

Tabela 4.9 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da repetibilidade da emissão (ECQ 4.1.3.1).

Tabela 4.10 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da constância da emissão com mudanças na carga (ECQ 4.1.3.2).

Tabela 4.11 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da distância foco-receptor de imagem (ECQ 4.1.4.1).

Tabela 4.12 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da força de compressão automática (ECQ 4.1.6.1).

Tabela 4.13 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da repetibilidade do sistema CAE (ECQ 4.1.7.1).

Tabela 4.14 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da constância de funcionamento do sistema CAE (ECQ 4.1.7.3).

Tabela 4.15 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da dose de referência (ECQ 4.1.8.1).

Tabela 4.16 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da dose glandular média (ECQ 4.1.8.2).

Tabela 5.1 – Indicação do #CT nominal para cada tipo de material presente no fantoma de qualidade de imagem. Estes são os valores máximos e mínimos, medidos a partir de uma amostra de 94 *scans*, usando diferentes protocolos, segundo indicação do fabricante.

Tabela 5.2 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do ruído da imagem (ECQ 5.1.1.1).

Tabela 5.3 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da uniformidade espacial do #CT (ECQ 5.1.1.2).

Tabela 5.4 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do valor do #CT do material acrílico (ECQ 5.1.1.3).

Tabela 5.5 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do valor da MTF a 50% (ECQ 5.1.1.4).

Tabela 5.6 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do número máximo de estruturas visíveis sem distorção (ECQ 5.1.1.4).

Tabela 5.7 – Balanço de Incerteza para avaliação do contraste nominal (ECQ 5.1.1.5).

Tabela 5.8 – Balanço de Incerteza para avaliação do número de estruturas discernível (ECQ 5.1.1.5).

Tabela 5.9 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do tamanho de pixel (ECQ 5.1.1.6).

Lista de Acrónimos

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
BI	Balanço de Incerteza
CAB	Controlo Automático do Brilho
CAE	Controlo Automático da Exposição
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i> Tomografia Computorizada por Feixe Cónico
CQ	Controlo de Qualidade
CR	<i>Computed Radiography</i> Radiografia Computorizada
DDR	<i>Direct Digital Radiography</i> Radiografia Digital Direta
DEXA	<i>Dual-Energy X-ray Absorptiometry</i> Absorimetria Radiológica de Dupla Energia
DVP	Desvio-Padrão
EMA	Erro Máximo Admissível
ESAK	<i>Entrance Surface Air Kerma</i> Kerma no ar livre à entrada
EURATOM	<i>European Atomic Energy Community</i> Comunidade Europeia da Energia Atómica
FDP	Função de Distribuição de Probabilidade
HVL	<i>Half Value Layer</i> Espessura Semi Redutora
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i> Agência Internacional de Energia Atómica

ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> Comissão Internacional de Proteção Radiológica
LMRI	Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes
LSF	<i>Line Spread Function</i> Função de Distribuição Linear
MTF	<i>Modulation Transfer Function</i> Função de Modulação de Transferência
NPL	<i>National Physical Laboratory</i>
PECCRD	<i>Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico</i> Protocolo Espanhol de Controlo de Qualidade em Radiodiagnóstico
PMMA	Polimetil-metacrilato
PSF	<i>Point Spread Function</i> Função de Distribuição Pontual
RCR	Razão Contraste Ruído
ROI	<i>Region Of Interest</i> Região de Interesse
RSR	Razão Sinal-Ruído
SI	Sistema Internacional de Unidades
TC	Tomografia Computorizada
VIM	Vocabulário Internacional de Metrologia
VMP	Valor Médio de Pixel
XRII	<i>X-Ray Image Intensifier</i> Intensificador de Imagem em Raios X

Lista de Símbolos

\emptyset	Diâmetro da ROI
$\#CT$	Número CT [HU]
c_i	Coeficiente de sensibilidade
DG_m	Dose Glandular Média [Gy]
$H^*(d)$	Equivalente de dose ambiental à profundidade d , em mm [Sv ou Gy]
$H_p(d)$	Equivalente de dose individual à profundidade d , em mm [Sv ou Gy]
$\mu(x, y)$	Coeficiente de atenuação para cada voxel
$\frac{\mu_{en}}{\rho}$	Coeficiente de absorção mássico
ν_{eff}	Número de graus de liberdade efetivo
ν_i	Número de graus de liberdade na medição i
σ	Desvio-Padrão
$u_c(y)$	Incerteza padrão combinada
$u_i(y)$	Incerteza padrão
U	Incerteza expandida

1

Introdução Geral

1.1 Contexto

A adoção do termo “incerteza”, como a forma de expressar a inexatidão associada ao processo de medição, tem sido objeto de discussão no meio científico, quer pela sua definição comum, quer pela diversidade de aplicações que tem tido nos mais variados domínios, nomeadamente, no científico. Diariamente, e de uma forma ininterrupta, são tomadas decisões baseadas nos resultados das medições. A credibilidade dessas decisões, e por consequência a diferença entre uma boa e uma má decisão, poderá depender da informação recebida estar ou não correta. Só um conhecimento aprofundado da incerteza de medição permite dar significado aos resultados técnicos e científicos obtidos através da medição.

A implementação da metrologia na área da saúde é imprescindível no sentido em que traduz a confiabilidade dos equipamentos de medição e garante que especificações técnicas, normas e regulamentação existente, proporcionam as mesmas condições iniciais de perfeita aceitabilidade.

No setor da saúde, por razões inerentes, as medições e os instrumentos de medição desempenham um papel fundamental no quotidiano dos cidadãos pois variadíssimas decisões são fundamentadas em resultados de medições permitindo que a decisão clínica seja suportada por evidência. Por razões de diversa índole, os resultados obtidos a partir de sistemas de medição podem apresentar variabilidade que conduzem a erros de diagnóstico e de tratamento, comprometendo a segurança do doente e os recursos disponíveis.

Na vertente dos sistemas de controlo de qualidade aplicados aos serviços de saúde, constata-se que os diversos referenciais de qualificação são pouco exigentes nos assuntos relacionados com a rastreabilidade metrológica dos instrumentos de medição em uso e verifica-se que a abordagem metrológica é aplicada fora de um âmbito obrigatório. Em complemento, considerando que para a generalidade dos equipamentos médicos não existe uma verificação metrológica obrigatória, imposta pelas entidades

reguladoras, o acesso à avaliação das suas condições de desempenho metrológico torna-se uma tarefa dificultada.

De facto, a conjugação destas três dimensões, designadamente Metrologia, Saúde e Qualidade ainda continua a ser desconhecida para uma significativa parte dos principais autores, sendo por isso objeto de divulgação e de sensibilização. Acresce o facto de, o atual quadro regulamentar vigente na Europa, bem como no quadro jurídico nacional, permitir a implementação de metodologias e de procedimentos que promovam a qualidade dos serviços prestados, constituindo uma alavanca para a melhoria contínua das organizações. Assim, a adoção de medidas que promovam o rigor e a confiança nas medições em saúde, poderão constituir um contributo decisivo para a otimização dos recursos e para a inovação das estruturas organizacionais. Há ainda um longo caminho por percorrer, sendo contudo fundamental, para já, disseminar a importância da metrologia na sociedade globalizada.

1.2 Motivação e Objetivos

A Física enquanto ciência fundamental, sobre a qual grande parte da tecnologia se baseia, é fiável na medida em que as suas previsões podem ser testadas experimentalmente de uma forma quantitativa. A verificação dos modelos físicos carece da realização de medições, cada vez mais precisas e exatas, onde a metrologia, enquanto ciência da medição, se torna fundamental para o efeito. No que diz respeito à medicina, a metrologia desempenha um papel fundamental na capacidade de realização de um diagnóstico adequado (e.g. medição do nível de açúcar no sangue, garantia da qualidade de imagem no diagnóstico de possíveis patologias), como em terapia (e.g. medição das doses administradas em tratamentos oncológicos), onde a fiabilidade e a exatidão das medições são imprescindíveis. Assim, no âmbito das aplicações das radiações ionizantes à medicina, a análise metrológica é fundamental para a garantia de um correto controlo de qualidade dos equipamentos radiológicos, quer para diagnóstico, quer para tratamento.

A forma como as medições, e a interpretação dos resultados se efetua, nem sempre garante, com um elevado nível de confiança, que tanto a dose absorvida pelo paciente, como a qualidade da imagem obtida para o diagnóstico são aceitáveis.

Uma correta análise de todos os parâmetros relevantes, quer ao nível dos equipamentos, quer das medições, é considerada essencial de forma a garantir a adequação do controlo de qualidade dos equipamentos de radiodiagnóstico às diferentes valências e tecnologias aplicáveis.

Fazem parte dos objetivos do trabalho que se segue:

- Estudar os procedimentos e técnicas utilizadas nos ensaios de Controlo de Qualidade dos Equipamentos de Radiodiagnóstico;
- Identificar, caracterizar e quantificar as principais fontes de incerteza presentes nestes ensaios relativamente aos testes da qualidade de radiação e imagem médica, analisando a influência ao nível de:
 - Equipamentos de medição utilizados;
 - Técnicas e procedimentos de medição;
 - Condições ambientais (e.g. temperatura, pressão, humidade);
 - Especificações do fabricante dos parâmetros técnicos do próprio equipamento que está a ser analisado.

A Figura seguinte apresenta a relação entre os diversos tópicos estudados ao longo do presente trabalho.

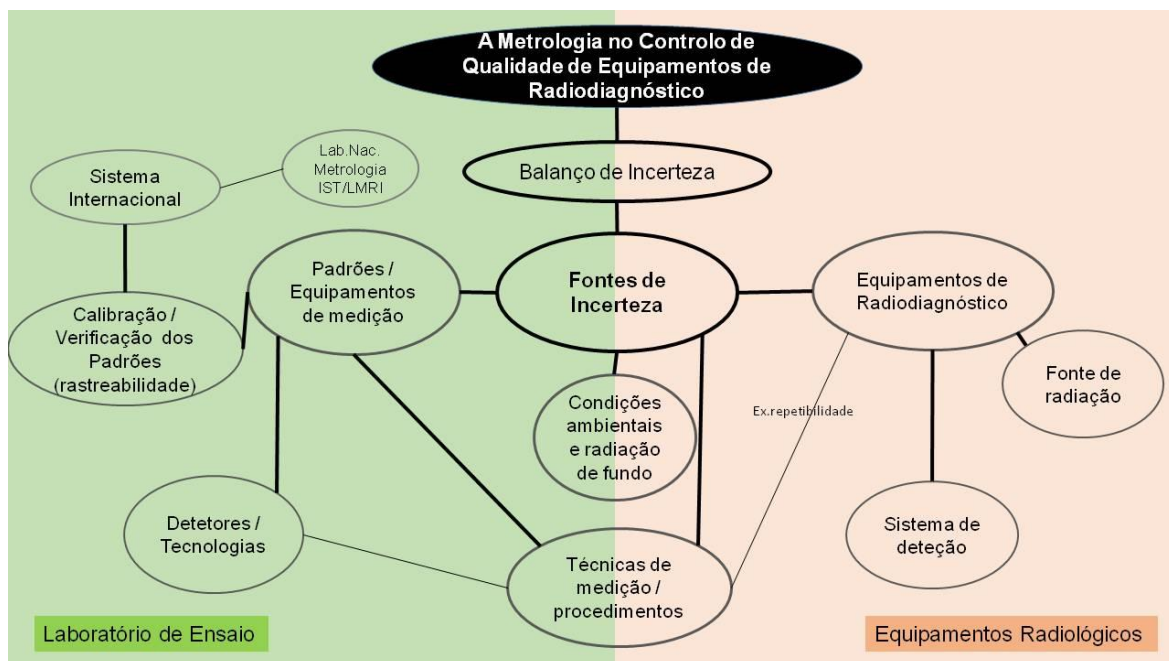


Figura 1.1 – Diagrama representativo dos tópicos abordados ao longo do trabalho.

De notar que, no âmbito deste trabalho, não se constituía objetivo o estudo e análise dos diferentes equipamentos e sensores utilizados para além dos aspetos relacionados com a incerteza de medição. Para além disso, aspetos relacionados com a calibração dos detetores também não serão analisados. A análise centrar-se-á nos equipamentos especialmente utilizados em duas valências do radiodiagnóstico, a mamografia e tomografia computadorizada, sendo que os aspetos relacionados com a qualidade de imagem podem ser adaptados aos restantes sistemas digitais em radiodiagnóstico.

1.3 Estrutura do Trabalho

A tese de mestrado apresentada está estruturada em seis capítulos principais, começando com a indicação do contexto em que se insere o tema, referenciando também a motivação e objetivos principais do trabalho.

No capítulo 2 começa-se por fazer uma revisão dos conceitos e domínios da metrologia (seção 2.1) que envolvem a avaliação da incerteza de medição. Para além disso indicam-se também os fundamentos do controlo de qualidade (seção 2.2) com referência à regulamentação associada aos ensaios, analisando-se o impacto da avaliação da incerteza de medição na análise de conformidade de um equipamento. Faz-se, de seguida, uma referência às várias valências e tecnologias dos equipamentos de radiodiagnóstico (seção 2.3), estudando desde o processo de geração de raios X, até ao sistema de deteção, processamento e visualização.

No capítulo seguinte aprofunda-se o conhecimento dos instrumentos, fantasmas e objetos de teste associados à medição das radiações ionizantes indicando os fundamentos físicos associados à deteção e medição das radiações ionizantes. Indicam-se, no capítulo 3, várias das utilizações das radiações ionizantes (seção 3.1) bem como os diferentes instrumentos que têm como fim a sua quantificação (seção 3.2) indicando também os detetores primários de referência e a regulamentação associada à verificação metrológica deste tipo de instrumentos. Detalham-se ainda os fantasmas e objetos de teste utilizados no controlo de qualidade dos equipamentos de radiodiagnóstico.

No capítulo 4 e 5 faz-se uma quantificação da incerteza de medição nos ensaios de controlo de qualidade dos equipamentos de mamografia digital e tomografia computadorizada, respetivamente. Primeiramente começa-se por indicar os vários ensaios e procedimentos necessários no controlo de qualidade dos equipamentos (seções 4.1 e 5.1), e de seguida indicam-se as condições experimentais, equipamento analisado e instrumentação (detetores, fantasmas, etc.) utilizada nestes ensaios (seções 4.2 e 5.2). Estudam-se depois as várias grandezas de influência e respetiva quantificação, apresentando o Balanço de Incertezas respeitante a cada ensaio, com indicação das incertezas de medição (seções 4.3 e 5.3). Na última seção, apresentam-se os resultados da medição, com indicação da mensuranda e incerteza associada, fazendo-se uma análise aos resultados experimentais, no que respeita à avaliação de conformidade de um equipamento considerando ou não a incerteza de medição.

No capítulo 6, avalia-se o impacto da contabilização da incerteza de medição no controlo metrológico dos equipamentos analisados. Acrescentam-se ainda as conclusões mais

relevantes do estudo realizado, bem como a perspectiva para futuras investigações e progressos nesta área.

2

Metrologia e as Radiações Ionizantes

2.1 A Metrologia

A metrologia é, por definição, a ciência da medição. Tem impacto e uma importância vital, não só no dia a dia da sociedade, mas também como forma de garantia do rigor dos resultados experimentais na ciência e na indústria [1]. A metrologia tem sido fundamental, desde a antiguidade, para regularizar e estabilizar as transações comerciais, que necessitavam de medições harmonizadas e coerentes e dentro de uma determinada exatidão especificada, por forma a assegurarem um comércio justo, aumentando a sua eficiência e a confiança do público. Os padrões de comprimento (para medir, por exemplo tecidos), massa (para pesar metais preciosos) e volume (para medir produtos agrícolas), foram sendo introduzidos nas sociedades medievais como instrumentos de poder [2].

Hoje em dia a metrologia está presente em diversas áreas como a economia, operações comerciais, proteção do ambiente, saúde, etc. Permite, por exemplo, avaliar se um produto está conforme ou atende aos requisitos de uma norma, desenhos ou especificações do cliente. No que diz respeito à medicina, a metrologia desempenha um papel fundamental tanto na capacidade de realização de um diagnóstico adequado como em terapia, onde a fiabilidade e a exatidão das medições são imprescindíveis, garantindo a proteção dos pacientes e profissionais.

A metrologia apresenta-se na vertente científica (ou fundamental), aplicada (ou industrial) e legal, com abrangência de atuação em todos os domínios da sociedade [3]. A vertente científica inclui a realização física das unidades de medida e das constantes fundamentais, mediante a conservação e desenvolvimento de padrões e instrumentação em laboratórios de referência. Faz parte desta atuação a atualização pelos países, dos sistemas de unidades, tendo em conta as decisões e recomendações internacionais. A metrologia aplicada ocupa-se da calibração de padrões e instrumentos de medição bem como do cumprimento dos requisitos de garantia da qualidade nos processos de produção

e ensaio. Por último, a metrologia legal inclui todos os aspetos relacionados com a elaboração, desenvolvimento e implementação de regulamentação metrológica, de forma a proteger os cidadãos das consequências de medições incorretas. Neste âmbito encontram-se os instrumentos de medição consolidados em operações comerciais, fiscais, de proteção do ambiente, de consumo de energia, da segurança e da saúde, que cada Estado entende submeter ao controlo metrológico legal, mediante o seu acompanhamento desde a sua disponibilização no mercado até ao fim da sua vida útil.

2.1.1 A Importância de Medir

As medições sempre tiveram um papel importante no progresso das civilizações [2]. Medir uma grandeza física (mensuranda) trata-se do procedimento experimental a partir do qual o seu valor momentâneo é determinado como um múltiplo e/ou uma fração de uma unidade, estabelecida por um padrão, e reconhecida internacionalmente [4]. Medir uma grandeza tem essencialmente três objetivos:

- **Monitorizar**, no sentido em que se observam, passivamente, as grandezas medidas, por exemplo, aquando da compra e venda de produtos e serviços, monitorização de sinais vitais de pacientes;
- **Controlar**, onde se observam e comparam valores e se age para manter dentro das especificações, por exemplo, medir os diversos parâmetros de um equipamento e investigar se está de acordo com os critérios estabelecidos;
- **Investigar**, quando se pretende pesquisar, explicar e/ou formular, tendo como objetivo a compreensão, evolução e inovação.

Nos últimos cem anos criou-se uma densa rede de laboratórios primários de referência que têm desenvolvido e mantido, o que é agora, um sistema de medição em todo o mundo e que garante exatidão e uniformidade nos padrões de medição, tanto a nível nacional como internacional [2]. Esses laboratórios realizam uma pesquisa a longo prazo, sobre a medição com o objetivo de fazer avançar as fronteiras da metrologia e, assim, manter a experiência necessária para realizar a função de um laboratório nacional de metrologia. Apenas um envolvimento ativo na investigação pode dar a estes laboratórios a competência para desenvolver calibrações de elevada exatidão dos padrões de medição e para prestar consultadoria científica à indústria e ao governo. O laboratório nacional está sujeito a uma revisão constante dos seus objetivos de base e dos meios para os atingir e, todos os detalhes, são permanentemente colocados em questão.

2.1.2 Erro e Sistema de Medição

A determinação do valor exato de uma grandeza é praticamente impossível, uma vez que o valor encontrado estará sempre afetado de uma certa imprecisão, o que faz com que o valor exato procurado venha sempre acompanhado de erros, tal como ilustrado na Figura 2.1. Qualquer medição está sempre sujeita a erros experimentais que podem estar relacionados com as condições ambientais onde se encontra a mensuranda, com um mau procedimento de medição, imperfeições do sistema ou devido à própria influência do operador [4]. Assim, define-se erro de medição, como o número que resulta da diferença entre a indicação de um sistema de medição e o valor convencional verdadeiro da mensuranda.



Figura 2.1 - Ilustração do processo que gera erros de medição [4].

Define-se erro total de medição como o resultado da soma de duas parcelas:

$$\text{Erro total de medição} = \text{Erro aleatório} + \text{Erro sistemático}$$

onde os erros aleatórios, ou fortuitos, são os que resultam de fatores variáveis e ocasionais que não podem ser controlados e que existem sem qualquer regularidade constituindo desta forma a parcela imprevisível do erro. Resultam de fatores como a falta de perpendicularidade do observador em relação à escala, de um movimento inadequado do operador ou do aparelho no momento da leitura, ou por outros fatores externos (ambientais ou não) que perturbem o ato de medir. Os seus efeitos podem ser minimizados efetuando várias medições da mesma grandeza e tomando como o valor mais provável da medição a média dos valores obtidos nas diferentes leituras [5]. Por outro lado, os erros sistemáticos referem-se a perturbações que influenciam todas as medições no mesmo sentido, sempre por excesso ou sempre por defeito, seguindo a mesma tendência pelo que, se forem descobertas as suas causas, podem ser corrigidos ou eliminados. Podem estar relacionados com fatores ligados às limitações dos aparelhos de medida (escala inadequada ou deficiente calibração do aparelho), técnicas utilizadas (posicionamento continuamente incorreto do aparelho de leitura) ou têm origem no próprio operador.

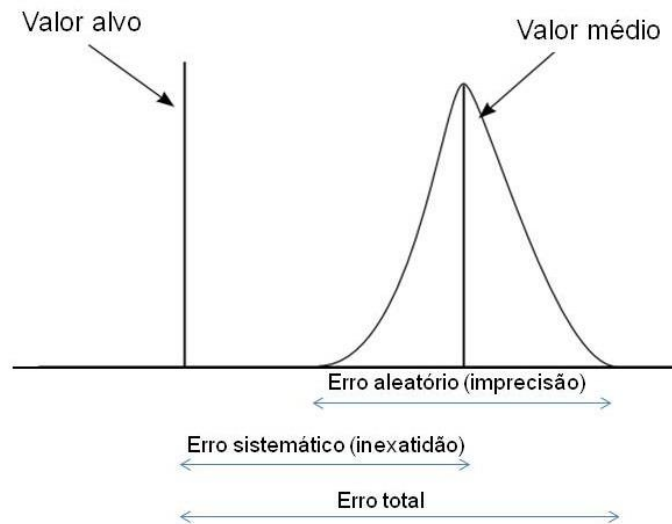


Figura 2.2 - Representação esquemática do erro total [6].

Os pequenos medidores, portáteis e encapsulados numa única unidade, designam-se por instrumentos de medição. Genericamente, o conjunto de medidores, desde os simples e compactos até aos grandes e complexos, designa-se por sistema de medição. Este é geralmente composto por um conjunto de dispositivos como indica a Figura 2.3.

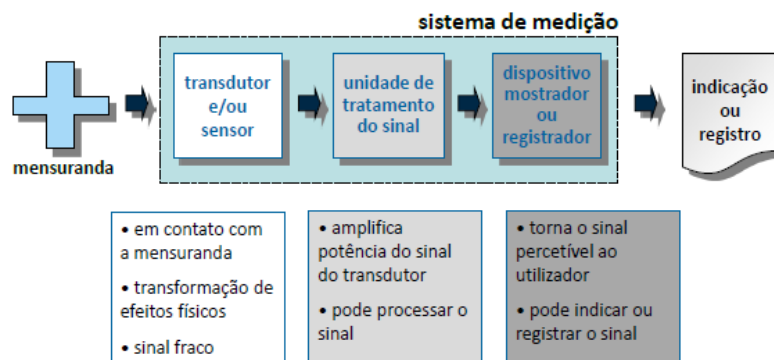


Figura 2.3 - Conjunto dos vários dispositivos que compõem o sistema de medição [4].

De modo a poder confiar no que indica o sistema de medição, é necessário que ele esteja calibrado. Os resultados da calibração podem determinar o valor da mensuranda, as correções a serem aplicadas no sistema de medição, os efeitos das grandezas de influência e o comportamento em condições especiais ou adversas. Estas são sempre apresentadas na forma de um relatório e/ou certificado.

2.1.3 Avaliação da Incerteza de Medição – Método do GUM

A evolução dos conceitos e dos métodos associados à avaliação da incerteza de medição tem tido, nos anos mais recentes, um papel essencial na disseminação dos princípios da medição. A compreensão da sua importância para a Economia e para a Sociedade tem

desempenhado um papel relevante na consolidação da metrologia como ciência da medição nas suas diversas aplicações [7]. Segundo o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM), a incerteza de medição é o parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a faixa de valores que podem fundamentalmente ser atribuídos à mensuranda [8]. Desta forma, pode-se afirmar que o objetivo da avaliação da incerteza de medição é modelar estatisticamente o sistema ou processo de medição, tendo em linha de conta as grandezas de entrada e as suas características para determinar um resultado final do modelo, explicitando a extensão e a natureza da sua exatidão [5].

Numa representação real das medições entende-se, que quer o valor convencional da grandeza quer o valor observado, são representados por uma Função de Distribuição de Probabilidade (FDP), de cuja comparação resulta um desvio sistemático associado à diferença entre os valores mais prováveis (tipicamente, os valores médios) e uma incerteza associados ao conjunto de desvios de natureza aleatória.

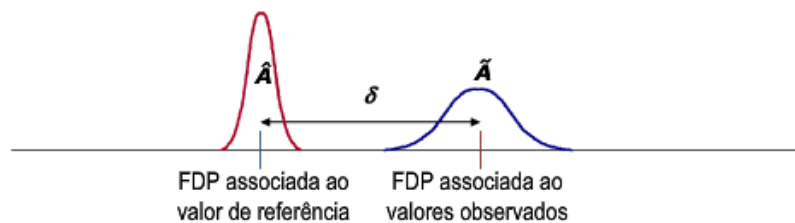


Figura 2.4 - Representação probabilística da medição [6].

Assim, para quantificar a incerteza é necessário identificar tanto o tamanho da margem, ou seja, a largura do intervalo, como perceber quão grande é a dúvida, ou seja, é essencial associar ao valor da mensuranda um intervalo de confiança que contenha o resultado da medição, que é a melhor estimativa do resultado numérico obtido, e que é exetável que inclua uma determinada proporção, como ilustrado na Figura 2.5.

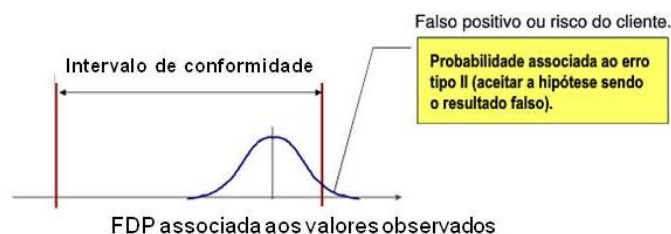


Figura 2.5 - Distribuição de probabilidade dos valores observados de uma grandeza e respetivo intervalo de conformidade, representando ainda a probabilidade associada ao risco para o cliente [6].

Mais recentemente, à medida que as tolerâncias aplicadas aos processos industriais têm vindo a ser restringidas, requerendo por isso maior exatidão, o papel da incerteza de medição tem-se tornado mais importante na avaliação da conformidade dessas

tolerâncias. De facto, a avaliação da incerteza de medição é crescentemente vista como nuclear na garantia da qualidade.

A introdução deste formalismo associado à medição tem como consequência a redefinição do que se entende como resultado da medição, assumindo que o mesmo deverá ser constituído e expresso por duas componentes:

- a estimativa da mensuranda corrigida de acordo com as componentes sistemáticas do erro que foram observadas;
- a incerteza de medição que se associada a essa estimativa e que traduz o conjunto de componentes aleatórias do erro, que a afetam.

A expressão do resultado de uma medição deverá ter a forma,

$$(y \pm U_{95}(y)) \text{ [unidade de } y\text{]} \quad (2.1)$$

onde y corresponde ao resultado da medição e U indica a incerteza de medição, que deverá corresponder, em regra, a um intervalo de confiança da distribuição de probabilidade de 95% e que essa indicação deverá ser associada a uma unidade, sempre que possível, do Sistema Internacional (SI).

Existem regras claras para avaliar a contribuição de cada incerteza e a forma de as combinar [4]. A primeira fase envolve o estabelecimento do modelo matemático associado ao processo de medição, a realização experimental e a definição das fontes de incerteza e sua quantificação. Esta fase é comum a todas as abordagens de avaliação de incertezas de medição e é fundamental pois, o modelo matemático adotado e uma caracterização metrológica apropriada das suas grandezas de entrada, constituem o fator determinante para a qualidade dessa avaliação [7]. A segunda fase, de propagação e análise, encontra-se associada aos diferentes métodos de avaliação de incertezas mencionados, os quais devem ser aplicados consoante a natureza do modelo matemático. A contribuição desta segunda fase é relevante essencialmente na perspetiva de reduzir eventuais enviesamentos dos resultados da medição devido ao método de cálculo.

Tradicionalmente, era conhecida uma via para resolver a questão da propagação de incertezas de medição, entendendo que essa propagação de FDPs se traduzia num problema genérico de convolução de funções que era tratado seguindo uma abordagem matemática convencional. Contudo, esta abordagem revela um elevado grau de complexidade quando se observa o número e a variedade de FDPs associadas a fontes de incerteza a considerar num processo de medição. Atendendo à necessidade de se desenvolver um método alternativo para a avaliação da incerteza de medição é

apresentado, em 1977, um documento reconhecido internacionalmente, que estabelece um procedimento capaz de expressar a incerteza de medição e também, combinar as componentes individuais da incerteza, de modo a se conseguir determinar uma incerteza de medição combinada [7]. Este documento foi apresentado em 1980 e nele verifica-se a percepção, já existente na época, da necessidade de atribuir incertezas a dados obtidos por via experimental, de estabelecer um procedimento aceite internacionalmente, que permitisse encontrar critérios de comparação e a definição objetiva de conceitos aplicados à medição. Do desenvolvimento dos trabalhos que se sucederam, criaram-se as condições para que se desenvolvesse um documento guia sobre este assunto, denominado por Guia para expressar a Incerteza de Medição (*Guide to the expression of Uncertainty in Measurement, GUM*) publicado em 1993 [9].

Essa metodologia descrita no GUM é baseada na definição de uma relação funcional, descrita pela expressão (2.2) entre uma grandeza aleatória, a mensuranda Y e várias grandezas de entrada X_i . A função modelo f representa o procedimento de medição e o método de avaliação, descrevendo a forma como o valor da mensuranda Y é obtido a partir das N grandezas de entrada X_i por

$$Y = f (X_1, X_2, \dots, X_N) \quad (2.2)$$

Cada grandeza de entrada tem associada uma FDP que caracteriza razoavelmente o seu comportamento, tendo por isso uma natureza aleatória que condiciona o valor real da mensuranda, não permitindo o seu conhecimento exato. Existe então a necessidade de associar ao resultado da medição uma estimativa da dispersão dos valores em torno do valor obtido, dado pela incerteza de medição. A estimativa resultante denominada por y , é obtida da expressão (2.2) usando estimativas das grandezas de entrada x_i para os valores dessas grandezas X_i .

$$y = f (x_1, x_2, \dots, x_N) \quad (2.3)$$

A incerteza de medição, associada à estimativas das grandezas de entrada, é avaliada de acordo com uma de duas formas distintas: avaliação tipo A ou avaliação tipo B.

- A avaliação da incerteza padrão do tipo A é o método de avaliar a incerteza por análise estatística de uma série de observações independentes para a mesma grandeza de entrada nas mesmas condições de medição. Assume-se que a grandeza de entrada X_i repetidamente medida é a grandeza Q . Quando n observações (para $n > 1$) são estatisticamente independentes, a estimativa da grandeza Q é \bar{q} , a média aritmética dos valores individuais observados q_j ($j = 1, 2, \dots, n$).

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n q_j \quad (2.4)$$

Uma estimativa da variância da correspondente FDP é a variância experimental $s^2(q)$ dos valores q_j , dada por:

$$s^2(q) = \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2 \quad (2.5)$$

A melhor estimativa da variância da média aritmética \bar{q} é a variância experimental da média, dada por:

$$s^2(\bar{q}) = \frac{s^2(q)}{n} \quad (2.6)$$

A raiz quadrada positiva desta variância é designada por desvio-padrão experimental da média. A incerteza padrão $u(\bar{q})$ associada à estimativa da grandeza de entrada \bar{q} é o desvio-padrão experimental da média:

$$u(\bar{q}) = s(\bar{q}) \quad (2.7)$$

▪ A avaliação da incerteza padrão do tipo B é o método de avaliar a incerteza por outros meios que não a análise estatística de uma série de observações, e é baseada nalgum outro conhecimento, nomeadamente informações previamente fornecidas pelo fabricante, certificados de calibração, resoluções dos instrumentos, dados de medições anteriores, estabilidade, etc, mantendo-se estas indicações constantes ao longo da medição.

A FDP de uma incerteza obtida de uma avaliação deste tipo pode tomar uma variedade de formas, mas é em geral aceitável assumir formas geométricas bem definidas para as quais o desvio-padrão pode ser obtido facilmente. A incerteza padrão é definida como um desvio-padrão e é obtida da incerteza da grandeza de entrada dividindo-a por um número associado à distribuição probabilística assumida, tal como descrito no anexo A.1.

Uma análise estatística completa deve conter todas as fontes de incerteza, assim como o desvio-padrão e a variância, além de informações relativas aos métodos de estimação da incerteza, ou seja, análise do tipo A ou tipo B. As contribuições das incertezas devem ser expressas em termos semelhantes antes de serem combinadas. Todas as incertezas devem ser dadas com as mesmas unidades e para o mesmo intervalo de confiança. A formulação e apresentação da incerteza de medição e das suas componentes, assim como o seu cálculo e combinação são apresentadas num documento designado por Balanço de Incerteza (BI).

Para grandezas de entrada não correlacionadas, a incerteza padrão combinada é dada por:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N u_i^2(y) \quad u_i(y) = c_i \cdot u(x_i) \quad (2.8)$$

onde c_i é o coeficiente de sensibilidade associado à estimativa de entrada x_i , isto é, a derivada parcial da função modelo f em relação à variável X_i , avaliada para as estimativas de entrada x_i .

$$c_i = \frac{\partial f}{\partial x_i} = \left. \frac{\partial f}{\partial X_i} \right|_{X_1=x_1, X_2=x_2, \dots, X_N=x_N} \quad (2.9)$$

O coeficiente de sensibilidade descreve o quanto a estimativa de saída é influenciada pelas variações da estimativa de entrada. Note-se que este cálculo é feito tendo em consideração que as grandezas estudadas no âmbito deste trabalho são independentes, não existindo correlação entre elas.

Multiplicando a incerteza padrão combinada, u_c por um fator de expansão k , obtém-se a incerteza expandida, U ,

$$U = k \cdot u_c(y) \quad (2.10)$$

O valor do fator de expansão proporciona um determinado nível de confiança para a incerteza expandida. Em metrologia, usa-se normalmente um fator de expansão de $k = 2$, correspondente a um intervalo de confiança de aproximadamente 95%. Quando as distribuições em causa não são normais ou quando se tem um número de graus de liberdade reduzido (<50), o fator de expansão de $k = 2$ pode não corresponder a um nível de confiança de 95%. Nestas situações, o valor de k deve basear-se numa distribuição *t-Student*, em vez de uma distribuição normal. Este valor de k dará uma incerteza expandida superior, que mantém a probabilidade de abrangência no nível requerido. Nestes casos é necessário calcular o valor de k correspondente a 95,45%, através do número de graus de liberdade efetivo v_{eff} pela fórmula de Welch-Satterhwaite:

$$v_{eff} = \frac{u_c^4}{\sum_{i=1}^N \frac{u^4(x_i)}{v_i}} \quad (2.11)$$

onde v_i são os números de graus de liberdade das incertezas-padrão $u(x_i)$. Para uma avaliação do tipo A toma-se $\nu = n - 1$, sendo n o número de medições. Para uma avaliação do tipo B é comum considerar $\nu = \infty$, com exceção das distribuições normais, onde o valor de ν pode ser finito.

Apesar de neste estudo ser utilizado, como método para calcular as incertezas, o GUM, existem atualmente outras abordagens como, por exemplo, o Método de Monte Carlo [10]. Uma vantagem importante deste método é o de produzir uma aproximação da FDP para a mensuranda. Desta distribuição pode ser obtido o resultado da medição, a incerteza

padrão associada e o respetivo intervalo de confiança. Para além disso, e ao contrário do GUM, a sua aplicabilidade não depende da natureza do modelo. No entanto esta técnica impõe um carácter computacional intensivo sendo também necessária uma avaliação cuidadosa da qualidade dos geradores de números pseudo-aleatórios utilizados e das suas qualidades de repetibilidade, reprodutibilidade, entre outras.

2.2 Controlo de Qualidade em Radiodiagnóstico

O Controlo de Qualidade (CQ) é uma medida adotada por organizações de diferentes segmentos, em todo o mundo, para definir padrões em procedimentos, políticas e ações, de maneira uniforme, fazendo cumprir desta forma os requisitos de qualidade [11].

Em radiodiagnóstico, um programa de garantia de qualidade como definido pela Organização Mundial da Saúde, é um esforço organizado de forma a garantir que as imagens produzidas são de qualidade suficiente para fornecer informações adequadas para o diagnóstico mantendo a dose tão baixa para o paciente, quanto razoavelmente possível para o diagnóstico.

Os programas de CQ para exposições médicas devem incluir [12, 13]:

- medições da saída (por exemplo, a dose, a qualidade da imagem, etc) dos geradores de radiação e dispositivos de imagem no momento em que são colocados em funcionamento e posteriormente de forma periódica;
- verificação dos fatores físicos e clínicos apropriados utilizados no diagnóstico do paciente;
- registos escritos de procedimentos e resultados relevantes;
- auditoria de qualidade regular e independente do programa de CQ.

Pode-se afirmar então que o programa de CQ abrange a monitorização, avaliação e manutenção, dos níveis exigidos, de todas as características de funcionamento do equipamento que possam ser definidas, medidas e controladas.

2.2.1 Normas de Radioproteção

De forma a proteger o paciente, são estabelecidos os princípios gerais que servem de base à radioproteção [14, 15]:

- **Justificação** que se traduz no facto de não dever ser adotada nenhuma prática, que envolva a utilização de fontes de radiação, a menos que dela resulte um benefício para os

indivíduos expostos ou para a sociedade, superior ao detrimento provocado. Na prática clínica este princípio deve ser respeitado pelo médico que prescreve o exame.

▪ **Limitação do risco e da dose individual** assegurando que nenhum indivíduo, tanto trabalhadores expostos, como estudantes e membros do público, é exposto a riscos da radiação considerados inaceitáveis, resultantes de práticas. Os limites de dose não se aplicam às exposições de pacientes para efeitos de diagnóstico ou tratamento, nem às exposições de pessoas que participam, com conhecimento de causa e de livre vontade, no apoio de pacientes submetidos a um diagnóstico ou tratamento médico, ou em programas de investigação médica e biomédica, pois espera-se que o benefício seja maior que o detrimento.

▪ **Otimização da proteção** onde se espera que, relativamente a qualquer fonte particular envolvida numa determinada prática, o valor da dose individual e a possibilidade de exposições, são mantidas tão baixas quanto razoavelmente possível, para a obtenção dos resultados esperados. Este princípio é conhecido pelo Princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). A otimização deverá ser tida em conta no conjunto de parâmetros técnicos para obtenção de uma imagem de qualidade, no desenho da instalação e nas proteções instaladas.

2.2.2 Disposições Regulamentares, Normativas e Legislativas

De forma a manter o CQ dos equipamentos radiológicos, existem regulamentações internacionais e nacionais [14]. Assim, a nível internacional, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection, ICRP*) embora não tenha poder para legislar, desenvolveu e tem mantido o Sistema Internacional de Proteção Radiológica, utilizado em todo o mundo como uma base comum para os *standards* de proteção radiológica, legislação, diretrizes, programas e práticas. A publicação n.º 162 de 2012 é o documento mais recente da Comissão Europeia. A Agência Internacional de Energia Atómica (*International Atomic Energy Agency, IAEA*) estabelece os requisitos básicos, tanto para a proteção contra o risco associado à exposição a radiações ionizantes, como para a segurança das fontes de radiação que podem originar essas exposições. Em 1957 foi assinado o Tratado que instituiu a Comunidade Europeia da Energia Atómica (*European Atomic Energy Community, EURATOM*). Este Tratado prevê o estabelecimento de normas de segurança de base uniformes destinadas à proteção da saúde dos trabalhadores e do público em geral contra os perigos resultantes das radiações ionizantes. Estas normas aplicam-se em combinação com os *standards* da IAEA. As diretivas EURATOM da União Europeia estabelecem os resultados finais que devem ser alcançados em cada estado membro.

As autoridades nacionais têm de adaptar as suas leis para atingir essas metas, mas são livres para decidir como fazê-lo. Indicam-se a seguir alguns dos documentos elaborados pela EURATOM:

- Diretiva 96/29/Euratom do Conselho de 13 de maio fixa as normas de segurança de base relativas à proteção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes. Está desatualizada embora ainda esteja em vigor no quadro jurídico nacional.
- Diretiva 97/43/Euratom do Conselho de 30 de junho é relativa à proteção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas. Há semelhança da anterior, está desatualizada embora ainda esteja em vigor no quadro jurídico nacional.
- Diretiva 2013/59/Euratom do Conselho de 5 de dezembro que fixa as normas de segurança de base relativas à proteção contra os perigos resultantes da exposição a radiações ionizantes. Trata-se da Diretiva Europeia em vigor e substitui todas as diretivas anteriores nesta área, e cuja transposição para o quadro jurídico nacional deve ser concluída até fevereiro de 2018.

Em Portugal, sendo a saúde pública uma das áreas onde as aplicações dos diversos tipos de radiações apresentam maior importância para a exposição do público, entendeu-se que é atribuição do Ministério da Saúde a responsabilidade pelo desenvolvimento de ações na área de proteção contra radiações, cabendo à Direção Geral da Saúde a promoção e a coordenação das medidas destinadas a assegurar, em todo o território nacional, a proteção de pessoas e bens que, direta ou indiretamente, possam sofrer os efeitos da exposição a radiações. Ao nível da legislação nacional, existe legislação do trabalho na área da saúde pública e na área da proteção contra as radiações ionizantes. Destas destacam-se [14]:

- Decreto-Lei n.º 167/2002, de 18 de julho, alterado pelo Decreto-Lei n.º 184/2015, de 31 de agosto, estabelece o regime jurídico relativo ao licenciamento e ao funcionamento das entidades que desenvolvem atividades nas áreas da proteção radiológica. Transpõe para a ordem jurídica interna as disposições relativas às matérias de dosimetria e formação da Diretiva n.º 96/29/Euratom. É aplicável ao licenciamento dos prestadores de serviços incluindo as diversas atividades e áreas de intervenção. É uma transposição parcial da Diretiva n.º 96/29/Euratom do Conselho de 13 de maio.
- Decreto-Lei n.º 180/2002, de 8 de agosto que estabelece as regras relativas à proteção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes das radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas, bem como os critérios de aceitabilidade que as

instalações radiológicas devem observar quanto ao planeamento, organização e funcionamento. Impõe um CQ periódico de forma a garantir a produção consistente de informação de diagnóstico adequada, com um mínimo de exposições, tanto dos utentes como do pessoal. Este controlo compreende os testes do Anexo IV deste diploma. Transpõe para o ordenamento jurídico interno a Diretiva n.º 97/43/Euratom, que aproxima as disposições dos estados membros sobre a matéria. Os critérios de aceitabilidade descritos, referentes às instalações radiológicas, aplicam-se a todos os estabelecimentos públicos ou privados que desenvolvam práticas de radiodiagnóstico, de radioterapia ou de medicina nuclear.

- Decreto-Lei n.º 222/2008, de 17 de novembro que fixa as normas de base de segurança relativas à proteção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes, transpondo parcialmente para a ordem jurídica interna a Diretiva n.º 96/29/Euratom. Classifica os trabalhadores e as zonas de trabalho e fixa os limites de dose para trabalhadores expostos, aprendizes, estudantes e membros do público. Estabelece restrições de doses de modo a permitir o cumprimento dos limites fixados. Regulamenta a monitorização individual e a vigilância médica dos trabalhadores expostos e dos locais de trabalho.

2.2.3 O Impacto da Desatualização e da Omissão de Critérios Legais

É fundamental regular e controlar os parâmetros físicos que permitem um bom desempenho dos equipamentos emissores de radiação ionizante. O facto de atualmente existirem desatualizações e omissões legais referentes a alguns ensaios e parâmetros, pode conduzir a um controlo inadequado da otimização destas exposições, contribuindo para a sobre-exposição dos pacientes e/ou operadores, obrigando a repetições das exposições e/ou aceitação de imagens radiográficas suscetíveis de não evidenciarem informações clínicas relevantes. É então de uma enorme importância a análise crítica da implicação destas omissões e desatualizações legais, quer do ponto de vista da proteção radiológica, como da qualidade dos exames e tratamentos.

As principais lacunas na legislação anteriormente indicada, prendem-se com os testes de qualidade de imagem, uma vez que na legislação nacional apenas são descritos os critérios mínimos de aceitabilidade para as técnicas de radiologia em suporte filme. Por conseguinte, se não se tiverem em conta os critérios mais recentes, não é possível garantir a otimização destas exposições, as quais podem ainda impossibilitar um correto diagnóstico.

O desconhecimento dos critérios mais recentes, e a não identificação das falhas encontradas por parte dos operadores, pode promover modificações na técnica para melhorar a qualidade das imagens e, conseqüentemente, erros de operação que sobre-expõem os pacientes e profissionais [16]. Esta problemática serviu de tema a um estágio, que precedeu este trabalho, no qual foi claramente identificada a necessidade de se avaliar de forma mais exata o impacto destas desatualizações bem como a necessidade de se avaliar corretamente a incerteza de medição e a sua influência em todos estes processos.

2.2.4 A Incerteza na Análise de Conformidade das Tolerâncias e Níveis de Referência

Na análise de conformidade de um equipamento nem sempre se tem em conta a incerteza de medição. De facto, em radiodiagnóstico, e analisando a legislação relativa aos critérios de aceitabilidade de um equipamento, não existe essa obrigatoriedade legal. No entanto, pode acontecer que o resultado da medição de uma grandeza esteja situado muito próximo do valor limite para considerar o equipamento apto ao seu funcionamento. A Figura que se segue ilustra o que pode ocorrer caso a incerteza de medição seja tida em consideração. Neste caso, apesar do valor medido ser inferior ao valor limite definido para essa grandeza, se se tiver em conta a incerteza de medição, há uma probabilidade não nula de se ultrapassar o nível de referência apesar do valor medido estar abaixo do limite.



Figura 2.6 – A cor verde representa-se o resultado da medição, a cor azul o valor limite possível para essa grandeza e a cor encarnada a incerteza de medição.

É então pertinente, de forma a garantir a otimização das exposições, nomeadamente, no que concerne à dose de radiação, quantificar a incerteza e garantir que o seu valor está abaixo dos níveis de referência.

2.3 Equipamentos de Radiodiagnóstico

O termo “radiologia”, que estritamente se refere à imagem obtida através da emissão de radiação (raios X), é hoje em dia também utilizado no sentido lato para englobar os novos métodos de imagem, como a Ecografia e Ressonância Magnética. Assim, a radiologia é a

ciência que estuda a imagem radiográfica em medicina e durante muitos anos era praticamente o único método viável de observar o interior do organismo. Na prática clínica atual, a radiologia convencional é muitas vezes substituída por outros métodos de imagem mais especializados, no entanto, continua a ser um exame extremamente útil e insubstituível para algumas doenças ou patologias sendo um método de rastreio simples e eficaz, antes de se realizarem outros exames mais complexos.

O exame radiológico envolve radiações eletromagnéticas ionizantes, pelo que deve ser usado criteriosamente com as doses minimizadas e tecnicamente controladas.

O radiodiagnóstico é então um método de diagnóstico que consiste na obtenção de imagens do interior do organismo por meio de equipamentos geradores de raios X. O feixe de raios X, ao atravessar a matéria, sofre maior ou menor atenuação consoante, respetivamente, a maior ou menor resistência oferecida pelos diferentes tecidos à sua passagem, tal como representado na Figura 2.7 [14]. A imagem é obtida quando as variações de intensidade do feixe emergente se tornam visíveis num filme, num sistema de imagem digital ou num ecrã.

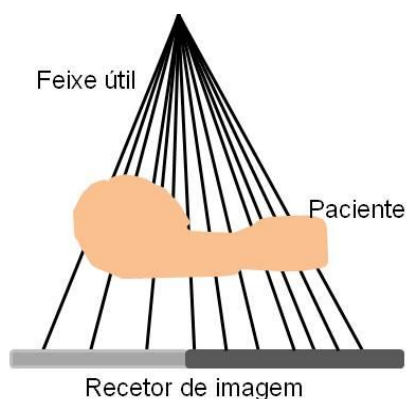


Figura 2.7 – Variação da intensidade da imagem no recetor em função dos diferentes tecidos atravessados pelo feixe de raios X.

2.3.1 Geração de Raios X

Um equipamento emissor de raios X tem como componentes básicos uma ampola ou tubo de raios X, dispositivo esse onde se produzem os raios X, e um gerador que funciona como um circuito de potência para a ampola. A ampola, como se pode ver na Figura 2.8, é assim um tubo de vidro, onde estão inseridos dois eléctrodos: o cátodo (polo negativo) e o ânodo (polo positivo). Para um funcionamento adequado deste componente, no momento do seu fabrico, é estabelecido vácuo no seu interior, de forma a facilitar o deslocamento dos electrões. O cátodo contém um ou dois finos filamentos de tungsténio que, quando aquecidos pela passagem de uma corrente eléctrica na ordem dos

miliampères, libertam elétrões por efeito termiônico. A quantidade de elétrões libertada está em relação direta com a temperatura que o filamento alcança [14]. A temperatura do filamento em *stand-by* é de aproximadamente 1500 °C, pelo que a temperatura de emissão pode ser atingida muito rapidamente o que leva a uma redução da evaporação do filamento.

Estes elétrões libertados pelo filamento são acelerados em direção ao ânodo, que pode ser estacionário ou rotativo, este último utilizado para efeitos de arrefecimento, pela aplicação de uma alta diferença de potencial nos terminais do tubo. É escolhido para o material do alvo o Tungsténio (W) devido ao seu ponto de fusão elevado (3370 °C) o que permite uma evaporação lenta. Em ampolas mais modernas existem dois filamentos: um longo (foco grosso), que permite a passagem de uma corrente mais elevada mas implica uma resolução mais baixa, e um curto (foco fino), que embora permita apenas a passagem de uma corrente baixa, proporciona uma melhor resolução da imagem [17]. O calor produzido acumula-se no ânodo, sendo dissipado através de um circuito de arrefecimento. A ampola de raios X está geralmente mergulhada em óleo para melhor dissipar o calor gerado. A área do ânodo onde ocorre o choque do fluxo de elétrões é conhecida como mancha focal. Quando os elétrões atingem o alvo, de elevado número atómico (Z), são desacelerados rapidamente nas suas colisões radiativas com os núcleos atómicos do meio levando a que, parte da sua energia cinética, seja emitida na forma de radiação de *Bremsstrahlung*.

A dimensão do filamento do cátodo, que inclui os filamentos e os circuitos elétricos associados, é que definirá o tamanho do ponto focal e, em última análise, poderá influenciar a qualidade da imagem radiográfica, ou seja, quanto maior for a mancha focal, maior será a dissipação de calor mas menor a resolução da imagem obtida.

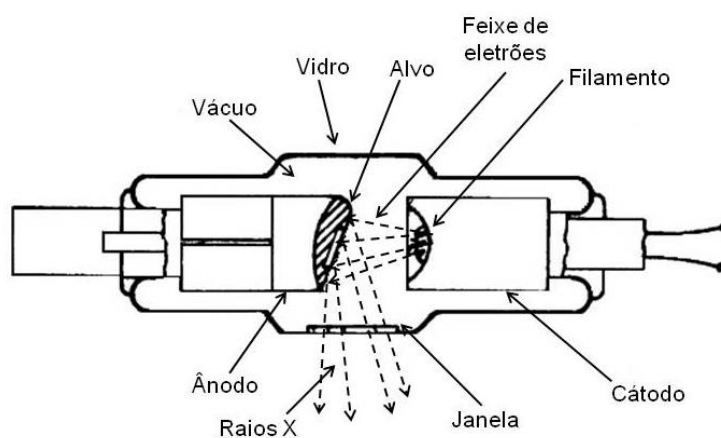


Figura 2.8 - Representação esquemática da ampola de raios X.

A ampola é blindada com chumbo de forma a que os raios X produzidos em todas as direções só possam emergir pela janela de raios X onde a espessura de vidro é menor originando o feixe útil.

2.3.2 Equipamentos de Radiodiagnóstico por Valência

Os aparelhos de raios X são classificados de acordo com a sua potência e com as aplicações para as quais são projetados. Os sistemas de radiodiagnóstico geram raios X, aplicando-se potenciais entre os 20 e 150 kV e com corrente aplicada ao tubo variando de 25 a 1200 mA. Os sistemas de radioterapia operam com potenciais mais altos, porém a corrente do tubo não ultrapassa 20 mA. Apresentam-se de seguida as várias valências do radiodiagnóstico.

i) Radiografia Convencional



Figura 2.9 - Equipamentos típicos de Radiografia Convencional [18, 19].

Os sistemas que permitem a visualização das diversas estruturas anatómicas do corpo em sobreposição designam-se, na prática clínica, por equipamentos de Radiografia Convencional. O processo de produção da imagem radiológica é composto pela fonte geradora de radiação, objeto de irradiação e difusor (corpo do paciente) e sistema de registo do resultado da interação da radiação com o corpo [19]. Associados à fonte e ao sistema de registo há dispositivos que servem para atenuar a emissão e a forma do feixe de radiação, de maneira a tratá-lo convenientemente para produzir imagens que possam apresentar validade diagnóstica. No que se refere ao sistema de registo, a tecnologia digital está a ocupar o espaço do filme radiográfico, permitindo o tratamento de imagens, e envio das mesmas, para locais distantes da sala de exame para análise dos profissionais envolvidos. Nos vários equipamentos, o que varia é a forma, tamanho e alguns mecanismos ou acessórios que permitem maior flexibilidade no uso do aparelho,

além da questão da qualidade da imagem e da dose de radiação a que se expõe o paciente, onde alguns equipamentos, dispõe de um indicador de dose integrado.

O equipamento pode ser dividido nos três grandes subsistemas: subsistema gerador de raios X, responsável pela geração do feixe de radiação; o subsistema elétrico, responsável pela alimentação do gerador de raios X e pelos controles do equipamento e o subsistema mecânico, responsável pela arquitetura do equipamento e pela proteção e controlo no direcionamento do feixe de raios X gerado [12]. Os aparelhos de raios X são constituídos pela ampola e tubo de raios X onde se origina o feixe de raios X, por norma com uma tensão de funcionamento entre os 60 e 150 kV. Possuem ainda um braço articulado onde fica fixada a ampola, e que permite fazer o direcionamento do feixe, pela mesa, que permite acomodar o paciente e posicioná-lo para a aquisição das imagens, o *Bucky*, com a mesma função da mesa, utilizado para o posicionamento vertical do paciente, o gerador de alta tensão, que cumpre a função de elevar a tensão necessária para gerar o feixe de raios X e o painel de comando através do qual é feita a seleção de parâmetros de controlo e acionamento do feixe de raios X para a aquisição da imagem. O painel de controlo pode ser posicionado numa sala adjunta com janela de vidro de alto teor de chumbo que permita visualizar o paciente, ou na sala de exames, desde que exista um anteparo devidamente protegido, também com vidro chumbífero.

ii) Fluoroscopia

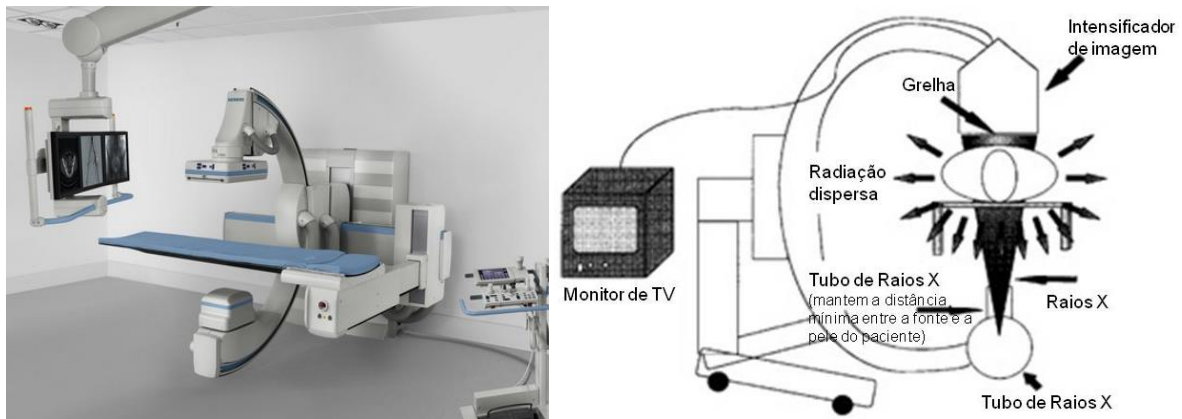


Figura 2.10 - Equipamentos típicos de Fluoroscopia [19, 16].

Os sistemas de fluoroscopia são utilizados para visualizar estruturas dinâmicas e o movimento do fluido interno. A fluoroscopia refere-se à utilização de um feixe de raios X e um recetor de imagem adequado para a visualização de processos ou instrumentos no corpo, tais como os cateteres usados em cateterismo, em tempo real [14]. Dependendo do uso pretendido, os sistemas de fluoroscopia podem requerer um gerador de alta

energia e um tubo de alta capacidade para gerar raios X. A principal diferença entre o equipamento radiográfico e o fluoroscópio é o recetor de imagem.

Os primeiros sistemas de fluoroscopia usavam um ecrã de intensificação, semelhante ao utilizado em imagiologia radiográfica, com algumas modificações e adições. No entanto os sistemas de fluoroscopia direta produziam imagens sombrias que exigiam que o sistema fosse adaptado para os olhos do radiologista resultando em altas doses para o paciente e operador [17]. O desenvolvimento do Intensificador de Imagem de Raios X (*X-Ray Image Intensifier*, XRII) foi essencial para o sucesso da imagem fluoroscópica moderna. O XRII converte a baixa intensidade de fotões de raios X numa alta fluência usando múltiplas camadas de conversão e uma série de elétrodos no interior de um recipiente a vácuo. Na sua forma mais simples, o sistema ótico é composto por três elementos:

- uma lente de colimação para moldar a luz divergente, a partir da saída de fósforo, num feixe quase paralelo;
- uma abertura para limitar a quantidade de luz que alcança o vídeo (ou TV) da câmara - diafragma;
- uma lente para focar a imagem da câmara de vídeo.

Os sistemas de imagens fluoroscópicas incluem geralmente uma grelha antidifusora de forma a eliminar a radiação dispersa e melhorar o contraste. Em fluoroscopia, o sistema designa-se por Controlo Automático do Brilho (CAB) e controla igualmente o XRII, para evitar flutuações no brilho da imagem, e a razão sinal-ruído. Para o CAB, pode-se usar o sinal de um sensor, tal como um fotodiodo ou um tubo fotomultiplicador ou, mais vulgarmente, o sinal a partir da câmara de vídeo ou diretamente a partir de um recetor de imagem de painel plano, para determinar os ajustes dos fatores técnicos necessários tais como tensão e corrente de tubo. A seleção de fatores técnicos segue curvas predeterminadas que são armazenadas no gerador e que geralmente permitem algumas opções, incluindo uma curva padrão, curva de alta dose e curva de contraste (Figura 2.11).

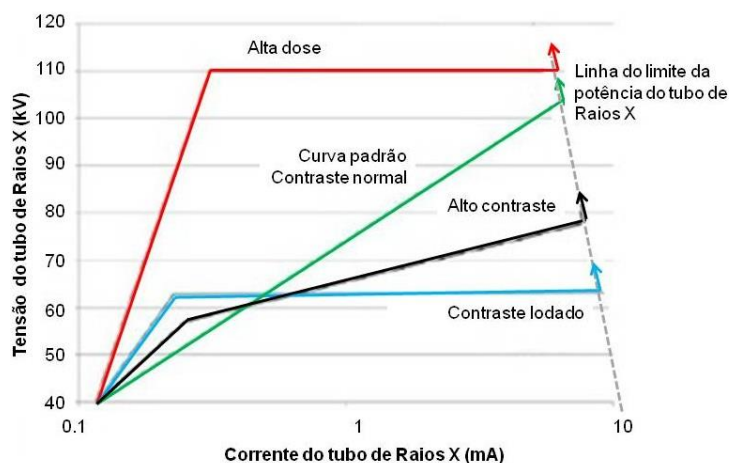


Figura 2.11 - Curvas típicas de controlo de diferentes parâmetros da imagem fluoroscópica [17].

A fluoroscopia pode funcionar em modo contínuo ou pulsado. No primeiro o feixe de raios X é constante e tem uma taxa de atualização de vídeo de 25 ou 30 imagens/s e gera um tempo de integração por imagens de 40 ou 33 ms o que pode levar à indefinição de objetos em movimento. Por outro lado, o modo pulsado oferece várias vantagens, como uma dose de radiação mais baixa para taxas de 30 pulsos/s e uma melhor qualidade de imagem resultando em imagens mais nítidas devido à redução no borrão de movimento devido ao tempo de integração reduzido. A fluoroscopia pulsada pode ser conseguida, ou fazendo funcionar o gerador em modo pulsado, ou usando uma grelha ou rede de comutação controlada no tubo de raios X. O modo contínuo pode ser aplicado ao tubo de raios X, após o gerador se desligar entre os pulsos, resultando numa dose desnecessária para o paciente sendo possível que movimentos a seguir borrem a imagem. Uma grelha controla o tubo de raios X e utiliza uma grelha polarizada negativamente, perto do filamento, para parar o fluxo de eletrões do cátodo para o ânodo, impedindo a produção de raios X indesejados entre os impulsos de radiação.

Em fluoroscopia, um mau procedimento pode facilmente resultar em altas doses para o paciente e operador sendo a segurança um componente crítico de um programa de imagem por fluoroscopia [13]. De forma a respeitar estas boas práticas, deve-se mover o paciente para longe da fonte de raios X, colocar o recetor de imagem o mais próximo possível do paciente (ou seja, sem abertura de ar), usar a menor ampliação eletrónica necessária para realizar o procedimento e manter uma colimação do feixe de raios X firme com a anatomia de interesse. Além da boa prática, todas as ferramentas de redução de dose disponíveis no equipamento fluoroscópico devem ser usadas.

Há sistemas de controlo remoto que não exigem a presença de médicos dentro da sala de raios X sendo usados principalmente em cirurgia. Os sistemas de radiologia

intervencionista requerem considerações específicas de segurança uma vez que o médico tem de estar perto do paciente durante o procedimento.

iii) Mamografia

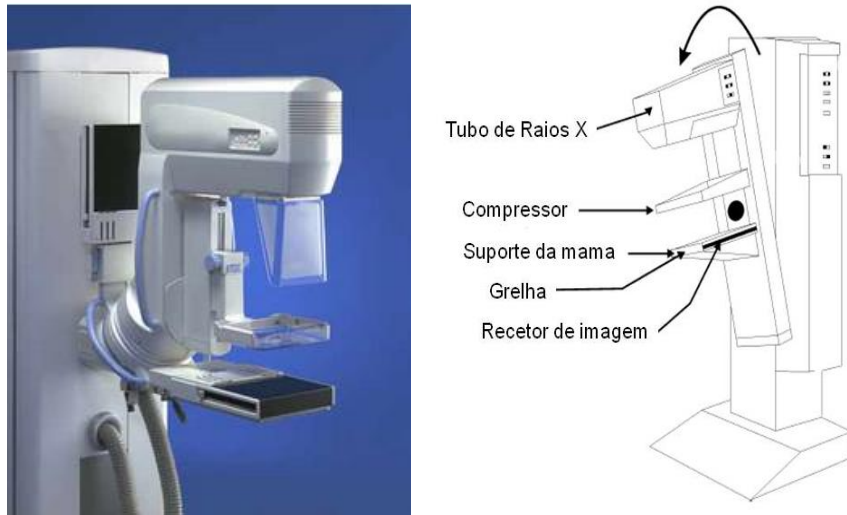


Figura 2.12 - Equipamentos típicos de Mamografia [21, 17].

O cancro da mama é uma das principais causas de morte nas mulheres. Atualmente, as causas ainda não são conhecidas, no entanto, demonstrou-se que a mortalidade pode ser reduzida significativamente se a doença for detetada num estado inicial. Na radiografia convencional há um elevado contraste das imagens, o que não ocorre na mamografia, que se ocupa de produzir imagens de estruturas compostas basicamente por músculos e gordura. Estas estruturas são muito semelhantes em termos de densidade e apresentam quase a mesma radiosensibilidade. Essas pequenas diferenças de absorção no tecido mamário levam à necessidade de adoção de técnicas que pronunciam estas estruturas de maneira a obter-se contraste elevado na imagem, o que irá melhorar a condição para o diagnóstico.

Em 1950, através do uso de uma baixa tensão, alta carga e filme para exposição direta, foi possível obter uma imagem com valor para o diagnóstico [22]. A mamografia difundiu-se como uma técnica valiosa, constituindo-se uma poderosa ferramenta na deteção de lesões e cancro da mama, que vitima muitas mulheres em todo o mundo e que pode perfeitamente ser detetado a tempo através da tecnologia disponível.

A realização da técnica mamográfica exige, além de valores especiais para tensão e carga, uma compressão da mama, para que se possa otimizar o rendimento do processo de obtenção de uma imagem de qualidade, segundo princípios de segurança para o paciente. Isto é conseguido, uma vez que a compressão diminui o volume irradiado e por conseguinte, diminui a radiação dispersa, melhorando o contraste, sendo que para além

disso imobiliza o paciente, evitando possíveis imagens indefinidas como resultado da própria respiração. O equipamento utilizado para realizar exames mamográficos deve, a partir da análise das características das estruturas em estudo, apresentar algumas características especiais, tais como, permitir flexibilidade para posicionamento adequado do paciente, acessórios de compressão da mama, grelha antidifusora e tubo com microfoco para permitir uma maior resolução das imagens [17].

A radiação emitida pelo tubo de raios X passa através de um filtro metálico, de seguida atravessa a placa de plástico que comprime a mama na plataforma que suporta o seio, sendo esses raios X transmitidos através do apoio da mama e incidem primeiramente numa grelha antidifusora e depois no recetor de imagem onde depositam a energia localmente.

Em sistemas de mamografia modernos, o fornecimento de energia é tipicamente do tipo de alta frequência e fornece uma forma de onda quase constante durante toda a exposição [22]. O tubo de raios X emprega uma concepção de ânodo rotativo no qual os eletrões do cátodo incidem no material alvo do ânodo com um pequeno ângulo de incidência com a normal. Em mamografia, o tubo de raios X está disposto de tal modo que o lado do cátodo do tubo é adjacente à parede do tórax do paciente, porque a maior intensidade de raios X está disponível do lado do cátodo e a atenuação de raios X pelo paciente é geralmente maior perto da parede torácica. Frequentemente na imagiologia da mama, pode haver diferentes ângulos alvo de acordo com o tamanho do ponto focal. Além disso, a angulação do próprio tubo de raios X pode ser alterada de acordo com a escolha do tamanho de ponto focal e material alvo. A maioria dos tubos de mamografia usa janelas de saída de Berílio entre o tubo de vácuo e a atmosfera.

De forma a definir um espectro que forneça energias que dão um equilíbrio adequado entre a dose de radiação e a qualidade da imagem, em mamografia, a forma espectral é controlada pelo ajuste da tensão do tubo, que pode variar, por norma entre os 20 e 40 kV, a escolha do material do alvo e o tipo de espessura do filtro metálico colocado entre o tubo de raios X e o peito [17].

As estratégias para a otimização do espectro de raios X para mamografia em filme-ecrã e mamografia digital são bastante diferentes. Na primeira, o contraste da imagem exibida é limitado pela latitude da película, enquanto que em mamografia digital, a qualidade da imagem exibida é limitada pela razão sinal-ruído.

iv) Tomografia Computorizada

Este exame de Tomografia Computorizada (TC) funciona segundo os mesmos princípios da radiografia convencional no entanto a ampola para a geração dos raios X, e um conjunto de sensores, são rodados em redor do meio biológico e através da captura da imagem em diversos ângulos é feita a formação da imagem [14]. A ampola de raios X efetua rotações, em torno do paciente. A combinação destas imagens pode gerar a visualização tanto a duas como a três dimensões. As múltiplas projeções do interior do paciente devido ao processo de aquisição de dados nas várias direções implicando uma exposição relativamente alta do paciente que pode ser maléfica aos tecidos. A tensão do tubo de raios X varia, por norma, entre os 100 e 150 kV.

A combinação de camadas e pontos adjacentes permite realizar uma interpolação e aumentar a exatidão através do reconhecimento de padrões [17]. A combinação das camadas em duas dimensões permite a visualização volumétrica da estrutura interna dos tecidos.

Este exame apresenta uma excelente resolução de baixo contraste nas imagens, sendo esta a característica mais proeminente que distingue a modalidade CT de outras formas de radiografia não tomográfica. É melhor que a radiografia convencional para a identificação de tecidos moles, deteção de tumores, oferecendo maior resolução e informações volumétricas. Esta resolução de baixo contraste é a capacidade de detetar estruturas que oferecem apenas uma pequena diferença de sinal em comparação com as estruturas circundantes. O ruído da imagem é a principal limitação para a baixa resolução de contraste e pode ser diminuído com a melhoria da qualidade de imagem através de uma série de estratégias, como o aumento do fluxo de fótons, que é conseguido através do aumento da corrente do tubo. Alternativamente, o ruído pode ser reduzido aumentando a espessura da fatia reconstruída ou mudando a seleção do algoritmo de reconstrução. Os parâmetros que influenciam a resolução de baixo contraste incluem tensão do tubo, a filtração do feixe, a espessura de corte e o uso de um agente de contraste. Relativamente à espessura de corte, se forem selecionados cortes mais finos, a dose que o paciente recebe vai aumentar, uma vez que a carga aumenta de forma a diminuir o ruído, o que prejudica a resolução de baixo contraste. Se, por outro lado, forem definidos cortes mais largos, a dose para o paciente diminui, o sistema não incrementa carga, sendo que o ruído existente pode diminuir a resolução de baixo contraste.

No entanto o número de exames de TC aumentou consideravelmente e atualmente contribuí com 73% para a dose coletiva resultante das práticas de radiodiagnóstico em todos os países desenvolvidos, estimando-se que um número significativo de exames são desnecessários.

v) Radiografia Dentária



Figura 2.13 – Equipamento típico de Radiografia Dentária Intra-Oral (esq.) [20]. Imagem típica obtida com um equipamento de Radiografia Dentária Intra-Oral (dir.) [13].

A área de estomatologia e medicina dentária é aquela onde são usadas mais radiografias de rastreio, constituindo, este tipo de exames, cerca de 25% de todos os exames radiológicos. Apesar de implicar doses baixas, a elevada frequência de exames requer medidas especiais de uma proteção contra as radiações e o respetivo CQ em radiologia dentária [17]. O dente, por ser um objeto estático que atenua pouco a radiação, coloca algumas exigências.

Os aparelhos de raios X dentários são semelhantes aos utilizados noutras áreas da medicina. O aparelho mais comum é o de radiografia intra-oral, podendo ser fixo ou móvel, proporcionando, através de uma imagem bi-dimensional, uma visão anatómica dentária da coroa, raiz e das estruturas que circundam o dente. Neste caso o recetor de imagem é colocado no interior da boca e o paciente é irradiado externamente. O tubo de raios X intra-oral é um pequeno dispositivo robusto, com um alvo fixo, operando com uma corrente do tubo de apenas alguns mA, tipicamente 7 mA. O gerador de raios X é muito simples, com uma tensão que varia tipicamente entre os 50 kV e os 70 kV, sendo a maioria dos equipamentos, principalmente os mais antigos, construídos de forma a impossibilitar a mudança na tensão aplicada, sendo o fabricante responsável por fixar o valor de cada modelo. Por norma, este tipo de equipamentos apenas permite variações no tempo de exposição que pode variar entre os 0,03 s e os 2,50 s. As principais preocupações com este dispositivo são a estabilidade da cabeça do tubo e a colimação do feixe. Os aparelhos apresentam uma filtração inerente de aproximadamente 2 mm de Alumínio, ou equivalente.



Figura 2.14 - Equipamento típico de Radiografia Panorâmica (esq.) [22]. Imagem típica de uma Radiografia Panorâmica (dir.) [16].

Quando são necessárias radiografias de todo o conjunto de dentes, realiza-se uma ortopantomografia (radiografia dentária panorâmica). Neste exame tanto o recetor de imagem como a fonte de raios X são externos ao paciente e o feixe é transmitido através da cabeça do paciente, exigindo geração de energia de raios X e controlo significativo para o movimento sincronizado do tubo de raios X e recetor de imagem. Uma imagem em ortopantomografia é criada através de um complexo equipamento de raios X onde o tubo e o recetor de imagem se movem na horizontal num plano em torno da cabeça do paciente. É importante notar que o próprio recetor de imagem se move no interior do conjunto atrás de um segundo colimador. Este equipamento usa os princípios da tomografia e da fotografia panorâmica. Funcionam com tensões entre os 60 e os 80 kV em passos de 2 kV e com uma corrente que varia entre os 4 e 10 mA, tipicamente. O tempo de exposição para projeções típicas é de 12 s.



Figura 2.15 - Equipamento típico de CBCT (esq.). Imagem típica obtida com um sistema de CBCT (dir.) [16].

Os sistemas de Tomografia Computorizada por Feixe Cónico (*Cone Beam Computed Tomography*, CBCT) são uma variação da tradicional tomografia computadorizada, tendo sido usados desde algum tempo em odontologia. Estes sistemas são utilizados por profissionais dentários girando em torno do paciente e a captura de dados é feita usando

um feixe de raios X em forma de cone. Estes dados são utilizados para reconstruir uma imagem tridimensional das seguintes regiões da anatomia do paciente: dental (dentes), região oral e maxilo-facial (boca, mandíbula, pescoço), orelhas, nariz e garganta.

Existem muitos modelos de CBCT disponíveis, usando uma variedade de esquemas de aquisição. No entanto, todos têm em comum um detetor de tela plana para aquisição, tipicamente usando tecnologia de radiografia digital ou um ecrã de intensificação com uma câmara CCD. O uso destas unidades TC de menor custo abre novas possibilidades em algumas áreas do diagnóstico dentário, embora a sua dose seja mais elevada em comparação com procedimentos de ortopantomografia.

vi) Densitometria Óssea



Figura 2.16 – Equipamentos de Osteodensitometria central (esq.) e periférico (dir.) [23].

A densitometria óssea é uma técnica que permite medir a densidade mineral óssea nas diferentes partes do esqueleto e prever assim o risco de fraturas. É ainda possível monitorizar as modificações na densidade mineral óssea devido a doenças que interfiram no metabolismo ósseo ou na resposta a terapêuticas, com o intuito de minimizar os efeitos da osteoporose. Existem variadas técnicas para prever o risco de fratura óssea, contudo, nem todas têm a capacidade de avaliar a densidade mineral óssea nos locais mais atingidos pela osteoporose como vértebras, anca ou punho. Rotineiramente, as regiões estudadas são o colo do fémur, local onde as fraturas estão relacionadas às complicações mais graves e as vértebras lombares, onde a perda óssea costuma ser maior e mais rápida. Essas duas regiões geralmente são suficientes para refletir o que acontece em todo o esqueleto. Os aparelhos hoje utilizados conseguem aliar exatidão e rapidez na execução dos exames, para além disso, a exposição a radiação é baixa, tanto para o paciente como para o próprio técnico, podendo a dose recebida ser inferior à que é, por exemplo, recebida durante uma viagem de avião, correspondendo a um décimo da dose padrão de um exame de raios X convencional.

Existem dois tipos de dispositivos médicos para a realização de uma densitometria óssea: dispositivos centrais que têm uma mesa plana e um braço suspenso e os dispositivos periféricos que permitem medir a densidade óssea no pulso, calcanhar ou dedo [17]. Este dispositivo é semelhante a uma caixa portátil com um espaço para o pé ou antebraço. Nos dois casos, os médicos usam uma tecnologia avançada de raios X, conhecida como Absorimetria Radiológica de Dupla Energia (*Dual-Energy X-ray Absorptiometry*, DEXA), para detetar a osteoporose. O DEXA é um método estabelecido para se medir a densidade mineral óssea sendo um procedimento rápido e indolor. A máquina DEXA envia um feixe fino de baixa dose de raios X com dois picos distintos de energia através do osso que está a ser examinado. Um pico é absorvido principalmente por tecido mole e o outro por osso. São feitas duas imagens a partir da atenuação de um feixe de raios X de energia baixa e alta, usando um equipamento especial de imagem que compreende uma filtragem especial do feixe e um registo espacial perfeito dos dois mapas de atenuação. A quantidade de tecido mole pode ser subtraído ao total e o que resta é a densidade mineral óssea do paciente. Os aparelhos possuem um *software* especial que permite calcular e exibir as medições de densidade óssea num monitor de um computador. O gerador de raios X está localizado abaixo do paciente e o detetor está posicionado acima.

2.3.3 Sistemas de Detecção, Processamento e Visualização

A captura de uma imagem de raios X pode ser conceitualmente dividida em três fases [17]. A primeira é a interação dos raios X com um meio de deteção adequado para gerar uma resposta mensurável. O segundo é o armazenamento temporário dessa resposta num dispositivo de gravação e por último pretende-se a sua visualização. Estudar-se-ão em continuação os vários sistemas de deteção, processamento e visualização da imagem radiográfica.

▪ Detecção

Existem dispositivos que foram idealizados para detetar, medir e analisar as radiações ionizantes, com o objetivo de aproveitar as suas múltiplas aplicações e prevenir os seus efeitos prejudiciais [17]. Os dispositivos, chamados de detetores, são capazes de acusar a existência de radiação e medi-la, aproveitando o facto da energia cedida pela radiação produzir certos efeitos que se podem converter em grandezas mensuráveis: libertação de carga elétrica, emissão de luz produzida por excitação atómica, etc. É necessário que o recetor de imagem seja maior do que a parte do corpo a ser visualizada e para além disso, pretende-se que o sistema tenha uma qualidade de imagem tão boa quanto a

permitida pela Física, ou seja, que permita a detecção de objetos cujo tamanho e contraste são limitados apenas pela estatística quântica.

Para um sistema do tipo filme/ecrã, existem quatro fases distintas que levam à formação da imagem:

- Interação dos raios X com o filme, cuja eficiência é da ordem de 2% a 6%;
- Interação dos raios X com o ecrã de reforço (material fluorescente), seguida de geração de fótons de luz visível, aumentando a eficiência de detecção do conjunto até mais de 50%;
- Criação de uma imagem latente no filme fotográfico devido aos raios X e a estes fótons de cintilação;
- Desenvolvimento de uma imagem fotográfica fixa obtida por revelação química.

Para um sistema de Radiografia Computorizada (*Computed Radiography*, CR):

- Interação dos raios X com o painel de fósforo fotoestimulável;
- Criação de uma imagem latente no painel;
- Desenvolvimento de uma imagem fotográfica digital, obtida por revelação física, através de um feixe fino de laser, que estimula localmente a emissão de luz do material, produzindo sinais elétricos que são amplificados e enviados a um computador.

No caso dos sistemas de Radiografia Digital Direta (*Direct Digital Radiography*, DDR), os quatro passos que levam à formação de uma imagem digital são:

- Absorção da radiação seguindo-se a libertação de vários eletrões secundários num fotocondutor;
- Deriva dos eletrões e lacunas para elétrodos individuais onde são armazenados;
- Fase de leitura, quando as cargas são transferidas para amplificadores onde são digitalizadas linha a linha. Esta abordagem é interessante pois permite simultaneamente, e sem esforço adicional, a eliminação das imagens.

Intensificadores: Em radiodiagnóstico, somente 2% a 6% da energia total do feixe é absorvida na emulsão do filme logo a eficiência do filme é muito reduzida. Para aumentar a eficiência, são utilizados conjuntos ecrã-filme [14]. Os ecrãs intensificadores ou de reforço consistem em substâncias cintiladoras que exibem luminescência, isto é, quando expostas aos raios X sofrem excitação e emitem luz. A emissão de luz pode ser instantânea (fluorescência) utilizada nos ecrãs de reforço ou lenta (fosforescência) prolongada no tempo como resultado da inibição da desexcitação, indesejável nos ecrãs de reforço devido à formação de imagens fantasma e ocasionalmente, ao obscurecimento

do filme. Os ecrãs de reforço são constituídos por uma base de suporte, uma camada de material fluorescente e um revestimento de proteção.

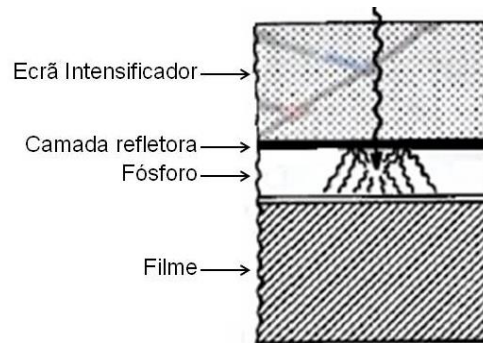


Figura 2.17 – Utilização de um intensificador de imagem [13].

O fósforo e alguns cristais inorgânicos emitem luz visível quando expostos aos raios X. Podem ainda incluir compostos de terras raras, pois aumentam a absorção dos raios X e a eficiência na conversão da energia absorvida em luz. A luz é emitida em comprimentos de onda para os quais os filmes são mais sensíveis. Sendo a luz emitida em todas as direções, alguns ecrãs dispõem ainda de uma base refletora, capaz de reenviar a luz para o filme.

Normalmente são utilizados aos pares, um em cada lado do filme, e posicionados dentro da cassete de modo a maximizar o contacto do filme com os ecrãs. Utilizam-se, por exemplo, em radiografias extra-orais, quer nas radiografias panorâmicas, quer nas radiografias cefalométricas. Os ecrãs com cristais fluorescentes de maior dimensão apresentam uma velocidade elevada, convertendo com maior eficiência os raios X em luz visível. No entanto, o poder de resolução dos ecrãs está relacionado com a sua velocidade, ou seja, quanto maior a sua velocidade, menor será o seu poder de resolução. Os ecrãs podem aumentar a eficiência até mais de 50%, em vez dos 2% do filme, o que permite uma redução substancial da carga da ampola logo uma redução da dose de radiação absorvida pelo paciente, para obtenção de uma imagem com qualidade suficiente para o diagnóstico.

Filme/ecrã: A combinação filme/ecrã consiste num filme posicionado em contacto com um ecrã de fósforo, projetados para trabalharem em conjunto fechados dentro de uma cassete de suporte. Quando a cassete estiver fechada, o filme é mantido em contato estreito com o ecrã, ou, mais comumente, entre dois ecrãs virados para o filme, como mostrado na Figura 2.18. Os filmes consistem numa emulsão composta por uma mistura homogénea de cristais ou grãos de halogenados de prata (AgX^-), em geral, brometo e iodeto de prata e gelatina. Os raios X incidem primeiramente na parte frontal da cassete, antes de atingir os ecrãs [14]. Quando interagem com o ecrã, parte da energia depositada

é convertida em luz, que interage com o filme. Este é depois removido da cassete de modo a que a imagem latente seja convertida para uma imagem permanente, sob a forma de prata metálica depositada na camada de emulsão da película.



Figura 2.18 – Cassete que mostra a colocação do filme e posição dos ecrãs (esq.). Vista transversal através de um sistema de ecrã duplo usado em radiografia com o filme entre os dois ecrãs (dir.) [17].

Durante a exposição aos raios X, a camada de proteção do filme é opaca e impede o cruzamento da luz, reduzindo assim a conversão cruzada e, portanto, a desfocagem [17]. A camada *antihalation* opaca é removida durante a revelação do filme, tornando a película transparente para visualização posterior. Quando há necessidade de uma resolução mais elevada, como é o caso dos exames em mamografia, apenas se utiliza uma única tela na parte de trás da cassete, em contato direto com a emulsão do filme. A única aplicação clínica restante para filme sem telas está na radiografia dental que utiliza filmes intra-orais. No entanto, nestes casos, a eficiência de absorção dos raios X nas películas é relativamente pobre (2% a 6%).

Digital: Atualmente utilizam-se muitos sistemas digitais que permitem capturar a imagem e visualizá-la no ecrã de um computador. Alguns sistemas digitais utilizam um painel recetor fosforescente contendo cristais de fósforo fotoestimulável (cintilador) [14]. A radiação transmitida através do paciente produz a excitação do fósforo fotoestimulável, cuja desexcitação é inibida, isto é, a energia absorvida não é libertada imediatamente na forma de luz. A energia armazenada nos cristais do painel constitui assim uma “imagem latente”. O painel é “revelado” por um feixe fino laser, que estimula localmente a emissão de luz do material fosforescente nas zonas onde os átomos estão excitados. A luz emitida em cada ponto do painel é focada mediante um sistema de lentes para um fotomultiplicador. O fotomultiplicador recebe a luz, produzindo um sinal elétrico que é amplificado e enviado a um computador.

A correlação do sinal do fotomultiplicador com o varrimento do feixe laser permite reconstruir a imagem. A libertação da energia armazenada nos cristais do painel permite que o recetor seja re-utilizado para uma nova exposição. Estes sistemas são usualmente designados por CR e podem ser utilizados nos equipamentos convencionais de raios X.

Outros sistemas digitais utilizam tecnologias capazes de capturar as imagens em tempo real, sem necessidade de “Revelação”, é a chamada DDR. Estes sistemas digitais podem ser de dois tipos: conversão direta ou conversão indireta.

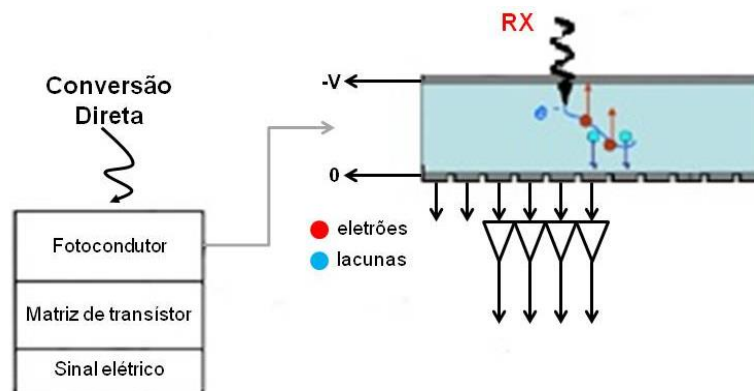


Figura 2.19 - Esquema da DDR de conversão direta [14].

Nos sistemas de conversão direta é utilizada uma camada de material fotocondutor, como o Selênio amorfo ou o Telureto de Cádmio. Quando o fotocondutor é exposto aos raios X, formam-se pares elétron-lacuna que são separados por um campo elétrico aplicado entre as superfícies do mesmo. A quantidade de carga elétrica produzida no fotocondutor é proporcional à intensidade da radiação. A leitura a partir da matriz de transistores corresponde a uma grelha de pixels na imagem final, onde a cada pixel corresponde um transistor.

Nos sistemas digitais de conversão indireta, os raios X atingem uma placa fluorescente que converte a energia dos raios X em luz visível. Os materiais de cintilação adotados para este propósito incluem Silício amorfo e Iodeto de Césio. A conversão da luz emitida pelo cintilador em carga elétrica é realizada por fotodíodos ou CCDs [17]. Os sinais elétricos são enviados diretamente a um computador onde se pode visualizar de forma imediata a imagem radiográfica (representada por uma matriz, onde cada pixel foi utilizado para armazenar um nível individual de cinza da imagem). Os sistemas digitais apresentam uma gama dinâmica mais alargada podendo ser visualizados detalhes com um nível de contraste muito diferente sendo o sistema mais tolerante a sobre e sub-exposições do que no caso dos sistemas filme/ecrã.

Os sistemas digitais possuem uma alta sensibilidade levando a uma possível redução da carga e, desta forma, reduz-se a dose absorvida pelo paciente. Embora a resolução seja significativamente menor do que a conseguida com o filme, é comparável à vista desarmada e permite a realização de estudos dinâmicos (fluoroscopia) até aproximadamente 30 imagens/s. Enquanto que com os sistemas filme/ecrã é possível detetar com facilidade erros resultantes de uma técnica radiográfica inadequada ficando

as imagens demasiado claras ou demasiado escuras, o mesmo não acontece com a tecnologia digital que fornece ao utilizador sempre uma “boa imagem” em virtude da sua gama dinâmica mais alargada, sendo capaz de compensar a utilização de parâmetros técnicos, como tensão, carga, etc, incorretos mesmo quando a dose é mais alta do que o necessário. Enquanto a gama dinâmica não for excedida, a sobre-exposição do paciente produz imagens nítidas e sem ruído, sendo que muitas vezes estas constituem imagens preferenciais para os profissionais. O objetivo deve ser o de evitar doses desnecessárias, que não têm nenhum benefício para o propósito clínico pretendido. Em radiografia intra-oral, existem muitos sensores que apresentam uma área ativa inferior à do filme, pelo que poderão ser necessárias mais exposições para examinar uma determinada região. Por outro lado, a rigidez e espessura dos sensores utilizados leva a uma dificuldade no posicionamento dos mesmos e/ou desconforto dos pacientes levando a um aumento do número de repetições implicando um aumento da dose de radiação absorvida pelo paciente.

▪ **Processamento/revelação:**

Filme: No processo de revelação, os grãos de AgX^- (fluoretos de prata) que receberam radiação ionizante e formaram a “imagem latente” são quimicamente reduzidos a prata metálica. Os grãos de AgX^- que não receberam radiação são transformados num complexo de prata (Ag^+) solúvel em meio aquoso, que é dissolvido na solução do fixador [14]. Desta forma, após a exposição e os processos de revelação e fixação, resta sobre o filme apenas a imagem radiográfica, na forma de prata metálica: imagem escura. Os grãos de AgX^- que não foram expostos, foram eliminados durante o processo de fixação, deixando vazios no filme: imagem clara. A prata metálica aparece em diferentes concentrações, dando origem a diferentes tons de cinza consoante a intensidade da radiação transmitida através dos tecidos do paciente, como se pode ver na Figura 2.20.

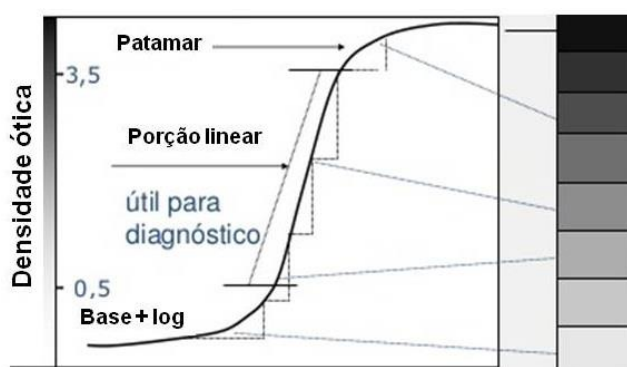


Figura 2.20 - Variação da densidade óptica de um filme em função do logaritmo da sua exposição [25].

A densidade ótica de um filme aumenta com a sua exposição uma vez que o filme não é totalmente transparente apresentando uma densidade de base, e o véu deve-se à ação do revelador na emulsão radiográfica não exposta [25]. A soma corresponde à densidade ótica de um filme não exposto, após revelação. Nas áreas do filme com maior e menor densidade, o contraste é baixo, existindo pouca informação. Só a parte linear da curva característica do filme apresenta valor para o diagnóstico.

A quantidade necessária de fótons para alterar os grãos de AgX e produzir, após revelação, prata metálica, é independente do tamanho do grão. Quanto maior for o grão do filme, mais rapidamente este se torna escuro, logo maior será a sua velocidade e menor será a quantidade de radiação necessária para produzir uma densidade ótica adequada. A velocidade do filme traduz o seu grau de sensibilidade.

Digital: A evolução da computação, especialmente na área médica, permitiu um enorme avanço no diagnóstico por imagem. A partir de modernos sistemas computacionais, desenvolvidos em plataformas apropriadas de tratamento gráfico, tornou-se possível uma grande diversificação de aplicações. Os mecanismos de comunicação, transferência de arquivos e armazenamento de informações, possibilitou ainda o estabelecimento do trabalho em rede onde, equipamentos conectados entre si, passaram a trocar informações do paciente, de exames, de protocolos ou simplesmente passaram a fazer armazenamento de imagens e documentação radiográfica em impressoras laser.

▪ **Visualização:**

Negatoscópio: Este dispositivo consiste numa fonte de luz que produz uma intensidade luminosa uniforme e foi projetado para a observação direta de estudos de imagiologia registados em filmes radiográficos. O negatoscópio é composto por uma caixa de luz com lâmpadas fluorescentes alimentadas por uma tensão de alta frequência e uma tela de difusão de luz, que normalmente é de acrílico, e juntos fornecem uma iluminação padrão para estudos de observação e de imagem adequadamente impressos em radiografias [26].



Figura 2.21 - Imagem do negatoscópio geral (esq.) e específico para mamografia (dir.) [27].

As normas associadas aos sistemas de visualização estabelecem que se devem cumprir critérios quanto à luminância e uniformidade da iluminação para além de se estabelecerem níveis de iluminância ambiental.

Comercialmente existem dois tipos de negatoscópios, geral e específico para mamografia, sendo que a principal diferença é que os segundos fornecem uma iluminação através de um tubo fluorescente a pelo menos 5700 °K. Para ambos os tipos pode-se encontrar uma grande variedade de modelos específicos para algumas aplicações. Os negatoscópios de parede são constituídos por 1 a 10 dispositivos ou painéis. Pode ser um conjunto não motorizado ou pode consistir num conjunto de painéis motorizados com controlos associados. Os negatoscópios de secretária são constituídos, no máximo, por um ou dois painéis. Os de aplicação dentária são construídos para permitir a exibição de pequenos filmes intra-orais, bem como extra-orais.

Estação de trabalho: Este é o posto onde se processam as imagens digitais com diversas finalidades, destacando-se as reconstruções tridimensionais, vasculares, análise de densidades, análises funcionais, medidas lineares, de ângulos e de volumes. É necessário ter em consideração as questões relativas tanto ao aspeto do desenho de *hardware* e *software* como os elementos que possam afetar os processos de interpretação das imagens radiográficas [28]. Aquando da sua instalação é necessário considerar se a estação de trabalho vai ser multimodalidade ou dedicada apenas a uma única modalidade. Uma estação de trabalho multimodalidade deve ser capaz de exibir imagens de alta resolução o mais próximo possível da resolução máxima.

2.3.4 Casos Específicos em Estudo neste Trabalho

Dos equipamentos de radiodiagnóstico referidos anteriormente, escolheram-se dois que constituirão os casos de estudo. Foi escolhido o equipamento de mamografia digital e de tomografia computadorizada por serem equipamentos muito utilizados atualmente na prática clínica e serem de elevada relevância para o diagnóstico de patologias.

O CQ compreende testes relacionados com a qualidade da radiação, tempo de exposição, parâmetros geométricos, dose de referência, entre outros, relacionados com a produção, emissão e absorção da radiação ao nível do paciente, e testes relacionados com a qualidade da imagem obtida, como a resolução de alto e baixo contraste, presença de artefactos, etc., que em conjunto, se aplicam num contexto da otimização.

Dada a extensão destas avaliações e as similaridades existentes entre os diferentes equipamentos de radiodiagnóstico, os estudos em continuação seguem a seguinte abordagem:

- Mamografia Digital: Os estudos das incertezas de medição abrangem os parâmetros relacionados com a produção, emissão e absorção da radiação, excluindo os parâmetros relacionados com a avaliação da qualidade das imagens.
- Tomografia Computorizada: Os estudos das incertezas de medição abrangem os parâmetros relacionados com a avaliação da qualidade das imagens, excluindo os parâmetros relacionados com a produção, emissão e absorção da radiação ao nível do paciente.

O objetivo é enriquecer o trabalho através da inclusão de duas tecnologias especializadas, e que em complementaridade, se possa adaptar a um CQ completo.

2.3.4.1 Mamografia Digital

Em mulheres em período pré-menopausa, o tecido fibroso e glandular é constituído por várias glândulas e tecido conjuntivo, recoberto por uma fina camada de gordura (Figura 2.22). Sob o aspeto radiográfico, os tecidos conjuntivo e glandular são densos, característica que se altera em mulheres após o período da menopausa quando ocorre uma degeneração desses tecidos e aumento da gordura, menos densa que os anteriores.

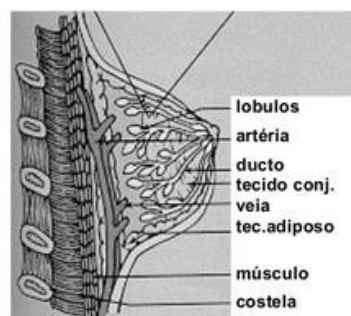


Figura 2.22 - Estruturas anatómicas internas da mama [26].

Um exame típico de rastreio mamográfico consiste num ou dois pontos de vista de cada mama, normalmente cauda cranial e mediolateral oblíqua. Maioritariamente, este tipo de exame, é usado para a deteção e diagnóstico de cancro da mama. A mamografia também tem um valor na localização pré-cirúrgica de regiões suspeitas e na orientação de biópsias.

A Figura 2.23 (esq.) mostra diferentes coeficientes de atenuação medidos em função da energia do feixe de raios X em amostras de três tipos de tecido biológico presente na

mama: tecido adiposo, fibroglandular mamário normal e carcinoma invasivo ductal, constituindo este último, um tipo de tumor da mama. Tanto os coeficientes de atenuação como a diferença entre tecidos diminui com o aumento da energia, resultado não só da redução na dose de radiação necessária para produzir uma imagem como na diminuição no contraste. Como representado na Figura 2.23 (dir.), o contraste da imagem diminuiu à medida que a energia do feixe aumenta. De notar que o contraste proveniente de calcificações na mama é semelhante ao de uma massa tumoral devido à maior diferença no coeficiente de atenuação entre o cálcio e o tecido da mama.

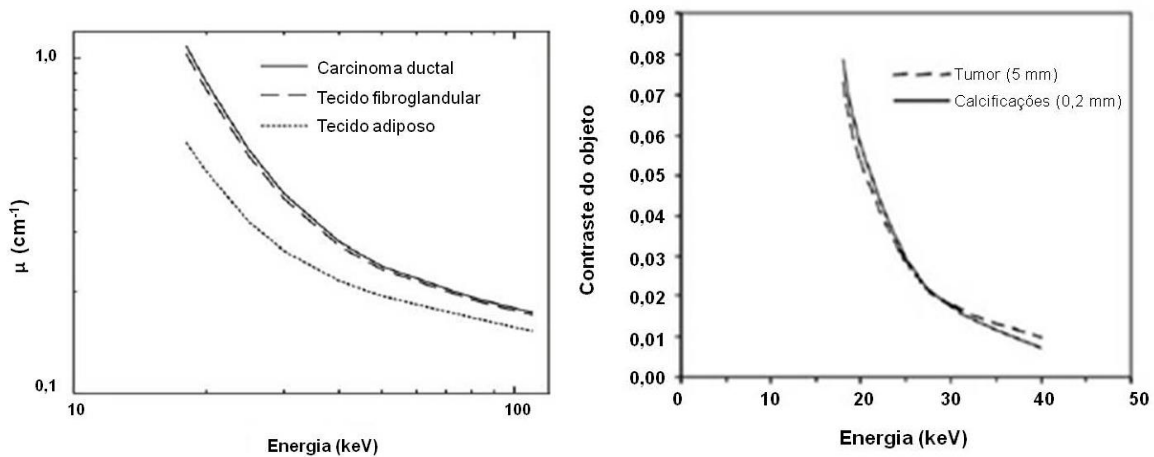


Figura 2.23 - Dependência do coeficiente de atenuação linear, μ , com a energia do feixe de raios X (esq.). Dependência do contraste da imagem com a energia do feixe de raios X (dir.) [17].

Para uma qualidade de imagem suficientemente boa para o diagnóstico em mamografia é necessário que o sistema de imagem tenha uma resolução espacial de alta-frequência, para delinear as bordas das estruturas finas do peito [22]. Um detalhe estrutural tão fino como 50 μm deve ser visto adequadamente. As variações na atenuação dos raios X entre estruturas de tecido na mama, dão origem a variações no sinal de raios X transmitido sendo esta uma fonte fundamental de contraste da imagem. É necessário então utilizarem-se espectros de raios X de baixas energias para enfatizar o contraste entre tecidos de diferentes composições. O uso de uma grade radiográfica e a compressão da mama fornecem alguma compensação para a dispersão da radiação, sendo a deteção de estruturas de baixo contraste prejudicada ainda por flutuações aleatórias na imagem, designadas por ruído quântico. A mama comprimida proporciona ainda uma redução da carga na ampola, permitindo que a dose de radiação possa ser reduzida, para além disso diminui a faixa de exposição que deve ser registada pelo sistema de imagem, levando a que os tecidos sejam uniformemente expostos à radiação. É importante que a compressão da mama seja tão uniforme quanto possível e que o bordo da placa de compressão na parede do peito seja linear e alinhado tanto com o ponto focal como com o recetor de imagem de forma a maximizar a quantidade de tecido mamário que está

incluído na imagem. Para além dos motivos indicados, a compressão previne o movimento durante o exame, evitando com isso perda de nitidez.

No entanto, o peito é muito radiosensível, havendo um risco associado de induzir o cancro da mama sendo crucial minimizar a dose absorvida compatível com uma qualidade de imagem suficiente para o diagnóstico.

Uma vez que o peito deve ser visto a partir de diferentes aspetos, a montagem pode ser rodada em torno de um eixo horizontal, como mostrado na Figura 2.12. De modo a acomodar pacientes de diferentes alturas, pode ainda ser ajustada a elevação da montagem. Ao contrário dos aparelhos de radiografia mais geral, o qual é concebido de tal maneira que o campo da imagem seja centrado por baixo da fonte de raios X, em mamografia, a geometria do sistema é disposta como na Figura 2.24 (a). Neste procedimento, uma linha vertical a partir do ponto focal da fonte de raios X, interceta ortogonalmente os limites do recetor de imagem, permitindo a visualização do tórax do paciente [17]. Se o feixe de raios X for centrado sobre o peito, como na Figura 2.24 (b) uma parte do tecido perto da parede torácica não será visualizada.

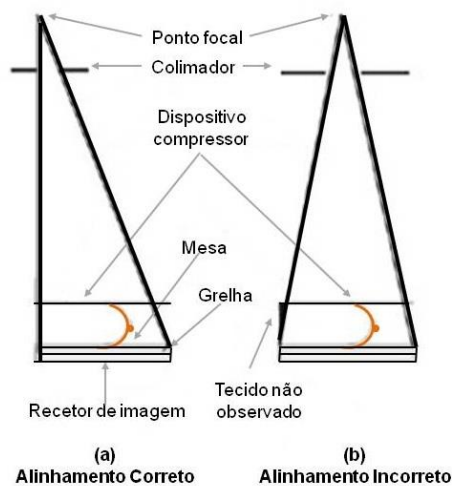


Figura 2.24 – Geometria do sistema de aquisição de imagem que mostra: alinhamento correto do tecido (a); perda de tecido devido ao alinhamento incorreto (b) [17].

A ampola utilizada em mamografia é, de forma geral, idêntica à utilizada em radiografia convencional. Normalmente possui um tamanho um pouco menor, porém possui igualmente ânodo rotatório com cátodo de filamento aquecido. As variações encontram-se no material do alvo, posicionamento da ampola em relação ao paciente e nos níveis de tensão e corrente utilizados na técnica. Também são usados filtros e acessórios especiais para melhorar a eficiência do exame. Considerando a geometria do ânodo, pode-se dizer que o foco efetivo é maior na região do feixe que está mais próxima do cátodo. Isto faz com que alguns exames mamográficos sejam realizados com o ânodo direcionado para a

parede torácica onde a mama é mais espessa e densa devido à musculatura característica, de forma a se melhorar a resolução espacial na região distal. Assim, permite-se uma maior uniformidade na imagem, já que a parte distal, mais fina, irá receber uma menor quantidade de radiação [19]. Além disso, a ampola normalmente é inclinada em relação ao paciente para permitir uma melhor distribuição do feixe de radiação, uma vez que, com a compressão, a espessura da mama será praticamente a mesma em qualquer ponto.

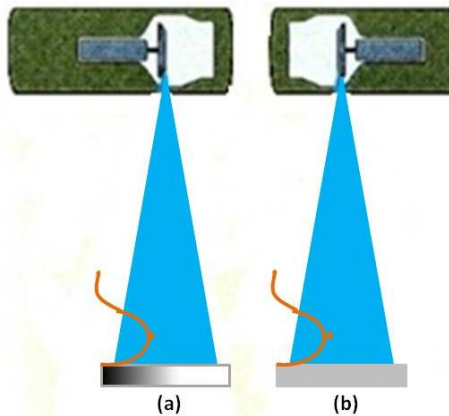


Figura 2.25 – Análise do efeito anódico em mamografia: ânodo voltado para o paciente (a); cátodo voltado para o paciente (b) [19].

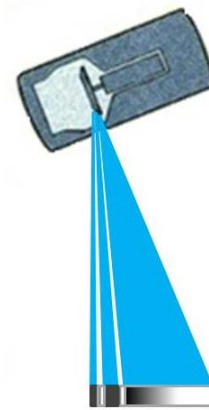


Figura 2.26 – Efeito da inclinação do tubo onde se visualiza uma melhor separação das estruturas no receptor [19].

O tubo de um mamógrafo, mais especificamente o alvo contido na ampola, usualmente é feito de Molibdénio (Mo, $Z = 42$), podendo ser usado Tungsténio (W, $Z = 74$) dependendo do grau de filtração imposto ao feixe e da tensão aplicada ao tubo. O Mo possui uma radiação característica da ordem dos 20 keV, devido às transições de eletrões da camada K existindo uma quase ausência de radiação de *Bremsstrahlung*, enquanto que o alvo de Tungsténio apresenta um pico resultante das transições da camada L na faixa dos 12 keV.

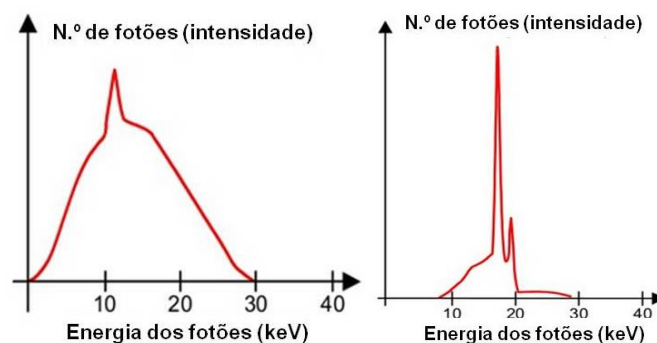


Figura 2.27 - Espectro de energia emitida por um alvo de W (esq.) e Mo (dir.) [22].

Os fótons com esta energia não têm condições de atravessar os tecidos da mama e sensibilizar o recetor, devido à baixa penetrabilidade, acabando por aumentar a dose no paciente. A faixa ideal de energia para o exame mamográfico é de 24 keV a 36 keV, onde o W não fornece muitos fótons.

Existem várias combinações entre filtro e alvo, dependendo do tipo de emissão que se deseja para atender determinadas explorações em função das características do paciente [22]. Essas combinações envolvem o Molibdénio (Mo), o Tungsténio (W) e o Ródio (Rh) usados como alvos ou filtros. As mais usadas (ânodo/filtro) são Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh e W/Rh. Cabe ao técnico avaliar as características da mama do paciente e o exame solicitado para escolher apropriadamente o filtro a ser utilizado.

O tamanho do foco também influi decisivamente na imagem porque em exames de mamografia se deseja um alto grau de resolução espacial, devido à presença de microcalcificações que precisam de ser discriminadas. Usualmente trabalha-se com focos de tamanhos diferenciados, ou seja, conjuntos de foco fino e foco grosso. A mancha focal mais usual tem um formato circular ou elíptico, pois estas formas permitem que a penumbra gerada seja igual em todas as direções do plano.

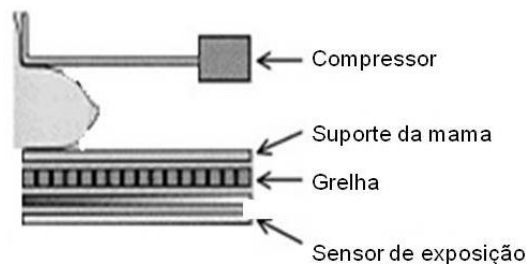


Figura 2.28 - Acessórios usados em mamografia [22].

O mamógrafo não possui tantos acessórios quanto um aparelho radiográfico convencional, porém talvez sejam mais usados ou substituídos durante um dia normal de exames radiográficos. A Figura 2.28 mostra os componentes e acessórios usados em mamografia e a colocação dos mesmos em relação ao paciente.

Apesar de trabalhar com imagens de alto contraste, devido à baixa tensão utilizada, a mamografia exige a utilização de grelhas móveis. As grelhas possuem, geralmente, 30 linhas/cm, ou menos. A orientação destes espaços é tal que só permite a passagem dos fótons primários que se propagam em linha reta desde o foco até ao recetor de imagem. No entanto, a grelha absorve também parte dos fótons primários, pelo que é necessário aumentar a corrente, o tempo de exposição, ou a carga levando a um aumento da dose para o paciente. A utilização da grelha aumenta a dose para o paciente em comparação com a técnica sem a grelha antidifusora. Porém, a dose ainda assim é considerada baixa

e obedece ao compromisso de melhorar o contraste significativamente [21]. Os equipamentos de mamografia possuem ainda um sistema de Controlo Automático de Exposição (CAE).

Na mamografia digital, a aquisição de imagem, processamento, visualização e armazenamento são realizados de forma independente, permitindo a otimização de cada uma destas etapas [17]. A aquisição é realizada com detetores de raios X de baixo ruído tendo uma ampla faixa dinâmica. À medida que a imagem é armazenada digitalmente, pode ser exibida com contraste que é independente das propriedades do detetor e definido pelos requisitos da imagem. O sistema de visualização desempenha um papel importante, em termos globais, no sistema de mamografia digital, garantindo facilidade de interpretação e uma qualidade da imagem adequada. Este permite ainda o ajuste do brilho e contraste quando as imagens estão a ser visualizadas no monitor do computador.

2.3.4.2 Tomografia Computorizada

Após a sua introdução clínica em 1971, a Tomografia Computorizada desenvolvida a partir de uma modalidade de raios X, incorporou uma ampla gama de aplicações incluindo oncologia, radiologia vascular, cardiologia e radiologia intervencionista [17].

O processo de aquisição de uma imagem de TC envolve a medição de perfis de transmissão de raios X através de um paciente para um grande número de pontos de vista. Um perfil de cada ponto de vista é obtido, principalmente, por meio de um arco constituído por 800 a 900 detetores, referidos como uma linha de detetores. Através da rotação do tubo de raios X, e da linha de detetores em torno do paciente, podem ser obtidos um grande número de pontos de vista. O uso de dezenas, ou mesmo centenas, de linhas de detetores alinhados ao longo do eixo de rotação permite uma aquisição mais rápida. Os perfis de transmissão adquiridos são usados para reconstruir a imagem de TC composta por uma matriz de elementos de imagem.



Figura 2.29 - Equipamento típico de Tomografia Computorizada [29].

O pórtrico contém todos os componentes do sistema que são necessários para registar os perfis de transmissão como o tubo de raios X, com um gerador de alta tensão com ânodo de W projetado para suportar altas cargas, sistema de arrefecimento do tubo devido aos longos ciclos de aquisição contínua, colimador, detetor de arco e sistema de aquisição de dados montados sobre este suporte. Este sistema tem que ser capaz de resistir a uma forte força centrífuga que ocorre durante o movimento rápido de rotação do pórtrico. O desenho e a engenharia da mesa, como acontece com o pórtrico, são críticos para permitir a aquisição de dados precisos a altas velocidades de rotação.

As características físicas essenciais dos detetores de TC são uma boa eficiência de deteção e uma resposta rápida. Atualmente são utilizados detetores de estado sólido uma vez que têm uma eficiência de deteção de cerca de 100%. Os detetores de estado sólido são geralmente cintiladores o que significa que quando os raios X interagem com o detetor há a geração de luz. Esta luz é convertida num sinal elétrico, por fotodíodos, que estão ligados à parte de trás do cintilador que devem ter uma boa transparência para garantir a deteção ótima.

Os principais parâmetros de aquisição em TC são tensão e corrente no tubo e tempo de rotação. Para conseguir uma qualidade de imagem suficiente para o diagnóstico é utilizada uma tensão no tubo relativamente elevada que pode variar por norma entre os 120 kV e os 140 kV. De forma a obter um melhor contraste da imagem pode ser necessário utilizar-se uma tensão de tubo mais baixa, entre os 80 kV e 100 kV. A corrente do tubo utilizada é limitada pelo tempo de varredura, tendo em consideração as doses para o paciente, e de forma a evitar artefactos de movimento.

Existem dois métodos de aquisição de imagem em TC. Se a ampola de raios X girar e o paciente for movido continuamente através do feixe, designa-se por método helicoidal. No modo sequencial, o sistema faz uma aquisição em cada passo (*pitch*) e só depois é movido o paciente. O passo do sistema é definido pela razão entre o deslocamento da mesa, por rotação completa da ampola, e a espessura nominal de corte.

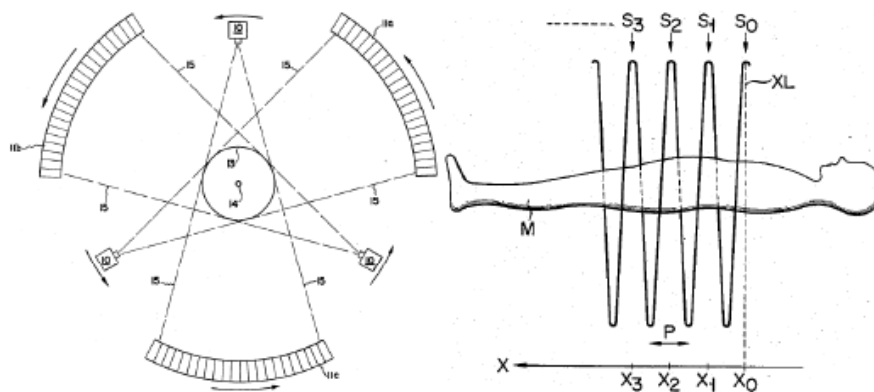


Figura 2.30 – Método de aquisição da imagem sequencial (esq.) e helicoidal (dir.) [17].

Quando o passo é menor que 1 o deslocamento da mesa é inferior à espessura nominal de corte. Este procedimento reduz o risco de perda de informação diagnóstica mas implica um aumento da dose absorvida pelo paciente. Quando o passo é maior do que 1, o deslocamento da mesa é superior à espessura nominal de corte. Este procedimento reduz a dose absorvida pelo paciente mas aumenta o risco de perda de informação diagnóstica para pequenas estruturas.

O desempenho da resolução de baixo contraste testa-se usando fantasmas que contêm cavidades de diferentes tamanhos. A avaliação da imagem resultante pode ser subjetiva, com um observador a determinar se uma inserção é visível ou não, ou objetiva, com o cálculo da razão sinal-ruído. A determinação do espectro de potência de ruído proporciona uma medida mais objetiva do desempenho do *scanner*, mas ainda não é aplicada em grande escala.

A resolução espacial, ou a resolução de alto contraste, é a capacidade de observar os contornos de pequenos objetos dentro do volume digitalizado. Os pequenos objetos só podem ser resolvidos bem quando exibem uma grande diferença no sinal. A resolução espacial é limitada pela geometria de aquisição do *scanner* TC, o algoritmo de reconstrução e a espessura da fatia reconstruída. A dimensão do *voxel* é frequentemente utilizada como um indicador de resolução espacial, embora um tamanho menor não implique necessariamente uma melhor resolução espacial.

Um varrimento com cortes mais finos produz uma imagem com um maior número de píxeis logo uma melhoria da resolução espacial, permitindo uma melhor diferenciação entre estruturas dependendo também dos parâmetros relacionados com o processamento e a visualização da imagem. Para além deste facto, um varrimento com cortes mais finos, vai levar a uma redução do número total de fótons por *voxel* logo um aumento do ruído devido às flutuações estatísticas de natureza quântica no número de fótons registados

pelos detetores. Haverá assim uma diminuição da resolução de baixo contraste, logo da capacidade do sistema distinguir detalhes de baixo contraste, sendo normalmente o índice mais importante na qualidade da imagem. Há então a necessidade de aumentar a carga da ampola, de forma a aumentar o número de fótons por *voxel*, e manter um nível de ruído aceitável o que leva a um aumento da dose absorvida pelo paciente.

As imagens de CT são normalizadas e truncadas a 4000 valores inteiros, normalmente de -1000 a 3000. Os coeficientes de atenuação linear são convertidos numa escala de números CT (#CT), cuja unidade é Hounsfield (HU), escala essa que descreve a radiosensibilidade dos materiais.

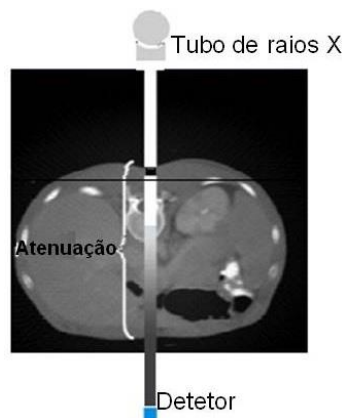


Figura 2.31 - Ilustração da atenuação sofrida pelo feixe de raios X até atingir o detector [17].

O #CT(x,y) em cada pixel (x,y) da imagem é obtido de:

$$CT(x, y) = \frac{\mu(x,y) - \mu_{\text{água}}(x,y)}{\mu_{\text{água}}(x,y)} \cdot 1000 \quad (2.12)$$

onde

$\mu(x, y)$ é o coeficiente de atenuação para cada voxel;

$\mu_{\text{água}}(x, y)$ é o coeficiente de atenuação da água;

$CT(x, y)$ é o número de CT que contem a imagem clínica final.

O #CT, assim como a imagem de TC, devem o seu contraste principalmente às propriedades físicas dos tecidos que influenciam na dispersão de Compton. O coeficiente de atenuação, linearmente proporcional à densidade, tem um papel fundamental no contraste em imagens de TC.

3

Detecção e Medição de Radiação Ionizante

3.1 A Utilização das Radiações Ionizantes

Recorre-se ao uso de radiações ionizantes sempre que há o objetivo de se obter informação sobre um meio físico, um material ou uma substância podendo, em certos casos, alterar as suas propriedades [30]. Podem ser usadas em aplicações médicas e industriais, desde radiografia e gamagrafia industrial, sondas de medição de compactação de solos e em técnicas de radiodiagnóstico e de radioterapia.

A exposição da população às radiações ionizantes, devida a aplicações médicas, constitui a maior contribuição no conjunto das exposições a fontes de radiação produzidas pelo homem. Nalguns países, EUA, por exemplo, a dose média anual por habitante devida aos exames de radiodiagnóstico, excede já a dose devido à radiação natural. O último estudo realizado na Europa, publicado em fevereiro de 2015, que envolveu 36 países, apresenta os valores da dose por habitante. Estima-se que, a dose média anual por habitante seja de 1,06 mSv, diminuindo ligeiramente relativamente aos números apresentados em 2007, que previam uma dose média anual por habitante de 1,3 mSv [31]. Os exames de TC representam 57% da contribuição total da dose para o paciente. Na tabela 1 apresentam-se os resultados do estudo em Portugal, segundo [32]:

	Frequência dos exames de raios X por 1000 habitantes		Contribuição relativa para a dose efetiva global dos exames de raios X (%)	
	Portugal	Europa	Portugal	Europa
Radiografia Convencional e Dentária	1398,9	944,6	16,0	19,4
Fluoroscopia	15,4	29,4	7,1	14,1
Tomografia Computorizada	158,0	89,8	72,6	57,0
Radiografia de intervenção	3,7	6,4	4,3	9,4
Total:	1576	1001	100	

Tabela 3.1 – Dados de Portugal, e comparativamente dos países europeus, apresentados em fevereiro de 2015 no estudo *Dose Datamed II* relativamente à frequência dos exames de raios X, bem como a correspondente dose efetiva global destes exames [32].

É relevante que haja um controlo das doses originadas pelas exposições médicas. Para isso é necessário que seja efetuada a respetiva dosimetria [33]. O principal objetivo na determinação do valor das grandezas dosimétricas é, por um lado, possibilitar o estabelecimento e uso dos níveis de referência e a realização da avaliação comparativa do risco radiológico e, por outro lado, possibilitar a avaliação do desempenho do equipamento. As medições podem ser realizadas diretamente no paciente ou preferencialmente num fantoma.

A medição dessa grandeza é realizada nos Laboratórios de Metrologia com recurso a câmaras de ionização [34]. Os valores experimentais, carga elétrica ou corrente, são convertidos em kerma no ar por meio de coeficientes de calibração. As câmaras de ionização deverão estar calibradas seguindo um padrão primário ou secundário, nas qualidades de radiação específicas da radiologia de diagnóstico, isto é, terá que ser assegurada a sua rastreabilidade. As câmaras ou outro tipo de dosímetro usados nas clínicas e hospitais deverão ser calibrados nos Laboratórios de Metrologia equipados para o efeito, e detentores de padrões primários ou secundários das grandezas e para a qualidade de radiação adequada.

Os exames médicos de radiodiagnóstico, que envolvem uma série de exposições parciais do corpo, produzem distribuições de energia depositada muito diferentes e com padrões de elevado grau de complexidade, levando à consideração de diferentes estratégias para a medição das doses. Devido às dificuldades em estimar os valores das doses nos órgãos, a monitorização do paciente, na rotina hospitalar, é geralmente baseada nas grandezas de dose diretamente mensuráveis, tais como as indicadas no anexo B.1.

No Laboratório de Metrologia a grandeza dosimétrica por excelência é o kerma no ar. Para a determinação do equivalente de dose ambiental, $H^*(10)$, e equivalente de dose individual, $H_p(10)$, aplicam-se os respetivos coeficientes de conversão ao valor de kerma no ar referidos a campos de radiação definidos nas respetivas normas [30]. No caso das várias grandezas do radiodiagnóstico o seu valor é geralmente obtido a partir do valor de kerma no ar referido às mesmas condições de energia e geometria da radiação que é usada nos exames. No caso da radioterapia, o objetivo é depositar no paciente uma dose, indicada pelo médico, com uma incerteza tão baixa quanto possível, geralmente da ordem dos 2% ($k = 1$).

3.2 Instrumentos de Medição das Radiações Ionizantes

O Laboratório Primário do Sistema Nacional de Metrologia designado para as Radiações Ionizantes é o Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) do Instituto Tecnológico e Nuclear, I.P., para a realização das operações de Primeira Verificação, Primeira Verificação após reparação e Verificação Periódica a Instrumentos de Medição de Radiações Ionizantes [35]. O laboratório realiza atividades de investigação em Metrologia e Dosimetria, desenvolvendo um projeto de construção de padrões de medição das grandezas das radiações ionizantes, no âmbito da metrologia científica; controlo metrológico de instrumentos de medição de grandezas das radiações ionizantes, no âmbito da metrologia legal e manutenção e rastreabilidade dos Padrões Nacionais [36].

No estudo que se segue, tem relevância o trabalho desenvolvido na área da metrologia legal. Torna-se pertinente o estudo das principais tecnologias envolvidas na deteção da radiação ionizante.

O organismo humano é incapaz de perceber diretamente muitos dos fenómenos físicos presentes no mundo que o rodeia, entre eles, encontram-se as radiações ionizantes [14]. Foram idealizados diferentes dispositivos para detetar, medir e analisar as radiações ionizantes, tal como se pode ver na Figura 3.1 com o objetivo de aproveitar as suas múltiplas aplicações e prevenir os seus efeitos deletérios. Estes dispositivos, designados por detetores, são capazes de acusar a existência de radiação e medi-la, aproveitando o facto da energia cedida pela radiação produzir certos efeitos que se podem converter em grandezas mensuráveis: libertação de cargas elétricas, emissão de luz produzida por excitação atómica, etc.

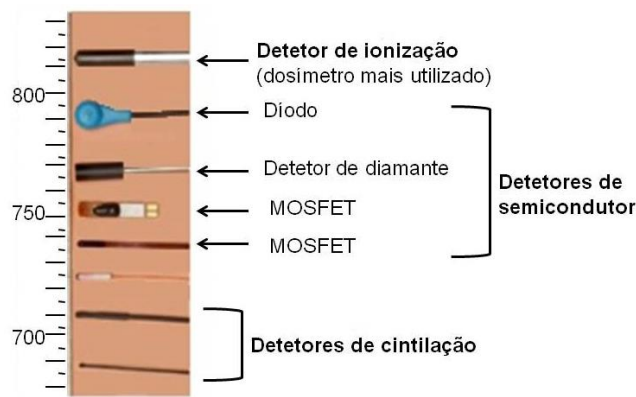


Figura 3.1 - Diferentes tipos de dosímetros [15].

Um dosímetro de radiação é um dispositivo que mede, direta ou indiretamente, exposição kerma, dose absorvida ou dose equivalente. Indicam-se agora algumas das propriedades dos dosímetros [15]:

- Precisão, grandeza ligada à largura da distribuição das medidas experimentais da grandeza física (isto é, desvio-padrão, σ).
- Exatidão, grandeza ligada à incerteza na determinação do verdadeiro valor da grandeza física.
- Linearidade, indicador da proporcionalidade entre a grandeza física e o valor medido pelo dosímetro. Alguns dosímetros apresentam zonas de não linearidade especialmente para doses elevadas, devido à saturação do dosímetro.

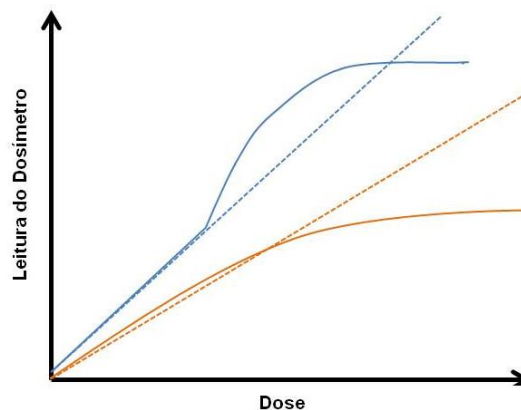


Figura 3.2 - Imagem representativa da não proporcionalidade entre a grandeza física e o valor medido [15].

- Dependência na taxa de dose, uma vez que os sistemas dosimétricos integram a resposta à radiação num certo intervalo de tempo. O valor medido deve idealmente ser independente da taxa de dose.
- Dependência na energia, a resposta do sistema dosimétrico é, em geral, dependente da qualidade do feixe, ou seja, da sua distribuição em energia. Os sistemas são calibrados para uma determinada qualidade de feixe, mas depois são usados em qualidades de feixe

diferentes. Frequentemente é necessária a introdução de fatores de correção devido à dependência na energia.

- Dependência direcional, a resposta dos dosímetros pode depender do ângulo de incidência da radiação. Os dosímetros devem ser usados na geometria (ângulo de incidência) em que foram calibrados.

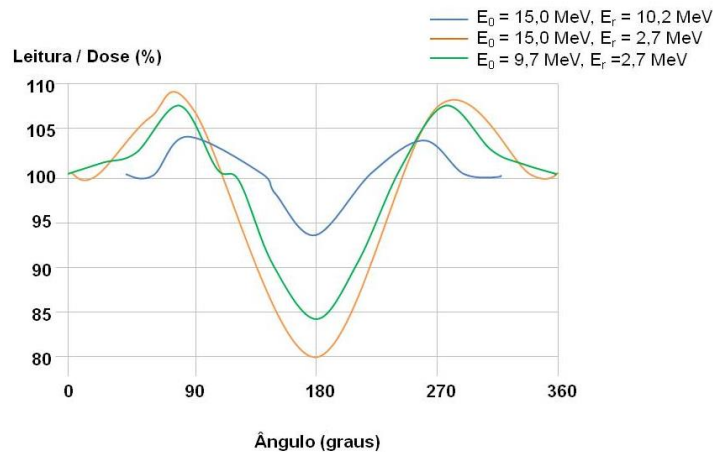


Figura 3.3 - Dependência direcional da resposta dos dosímetros [15].

- Resolução espacial, devido ao facto dos dosímetros físicos não serem pontuais, embora a dose seja definida como sendo uma função do ponto, é possível fazer dosímetros termoluminescentes muito pequenos, por outro lado as câmaras de ionização têm, pelo menos, alguns mm^3 de volume, de forma a apresentarem sensibilidade suficiente, perdendo portanto alguma resolução espacial.

- *Readout*, ocorre nos tipos de dosímetros em que não é possível ler imediatamente a dose, por exemplo, termoluminescentes, filme e solução de Fricke. As câmaras de ionização e os semicondutores permitem uma leitura imediata da taxa de dose.

- Reutilização, as câmaras de ionização, semicondutores e termoluminescentes são dosímetros reutilizáveis, por outro lado os filmes, solução de Fricke, gel, alanina só podem ser usados uma vez. As câmaras de ionização requerem pouca manutenção e têm um envelhecimento muito moderado. Os díodos têm uma degradação acentuada da sua resposta com a idade e a dose total recebida, pelo que requerem calibrações mais frequentes.

3.2.1 Instrumentos utilizados no Controlo de Qualidade

Estudam-se de seguida os instrumentos utilizados no CQ para medir radiação e os processos físicos que permitem esta medição [15, 37]:

i) Detetores de ionização

As câmaras de ionização têm sido o método usado em dosimetria que apresenta maior sensibilidade e precisão. Estão disponíveis comercialmente em vários tamanhos, formas e sensibilidades cobrindo desde a região de intensidades da radiação ambientes até aos aceleradores.



Figura 3.4 - Câmaras utilizadas para a medição de raios X (esq.), raios X e gama (dir.) [15].

Em energia cobrem também um intervalo muito alargado dos keV a MeV. São sensíveis a fótons, partículas carregadas, e quando cheias com gás adequado, também têm sensibilidade a neutrões. A câmara do detetor consiste num recinto cheio de gás (aberto ou fechado) munido de dois elétrodos entre os quais se aplica uma diferença de potencial [14]. Quando a radiação ionizante interage com o gás, produz a ionização de uma certa parte dos seus átomos e, por conseguinte, libertam-se iões e eletrões.

Num gás as partículas carregadas rápidas (sejam primárias ou secundárias) ionizam as moléculas neutras do gás criando pares de iões, isto é, pares ião positivo e eletrão livre.

Na presença do campo elétrico, a deriva de cargas positivas e negativas constitui uma corrente elétrica, como representado na Figura 3.5 (esq.) [38]. Uma irradiação constante conduz à produção de uma corrente constante (produção constante de pares de iões). Nas condições em que a recombinação é desprezável e que todas as cargas são coletadas de forma eficiente, a corrente constante é proporcional à potência depositada na câmara. A medida dessa corrente constitui o princípio básico de funcionamento da câmara de ionização DC. Um volume de gás é encerrado numa região do espaço onde existe um campo elétrico aplicado. Em condições de equilíbrio a corrente no circuito exterior será igual à corrente de ionização coletada nos elétrodos. Nas câmaras de ionização utilizadas em dosimetria não se utiliza amplificação de carga.

Sem aplicação do campo elétrico não deve existir corrente no circuito exterior. Os iões criados no gás deverão desaparecer por recombinação ou difusão para fora do volume ativo. Por aplicação de tensões os pares de iões separam-se mais rapidamente, diminuindo a recombinação colunar. Com o aumento da tensão as cargas positivas (curva a vermelho) e negativas (curva a azul) aumentam a sua velocidade de deriva, reduzem a concentração de cargas, reduzindo também a recombinação volumétrica atingindo-se a

corrente de saturação. A corrente medida no circuito é então proporcional à taxa de formação de cargas devidas à ionização.

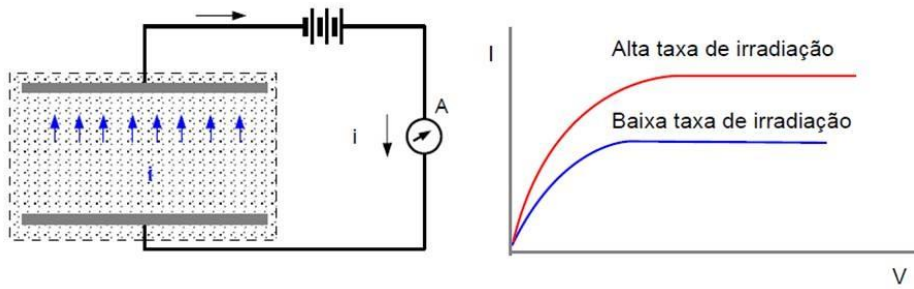


Figura 3.5 – Esquema representativo do funcionamento de uma câmara de ionização (esq.). Característica tensão-corrente (dir.) [38].

As intensidades de correntes medidas nas câmaras de ionização são diminutas (1 nA ou menor). É necessário evitar a todo o custo o aparecimento de correntes parasitas. Em qualquer desenho de uma câmara tem que existir um isolador entre os eletrodos a fim de reduzir as correntes parasitas.

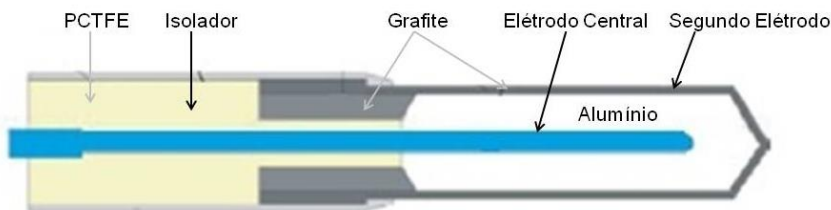
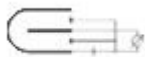


Figura 3.6 - Constituição de uma câmara de ionização prática [15].

Existem diversos tipos de câmaras de ionização:

Câmara cilíndrica:



A câmara mais popular é a de 0,6 cm³ desenhada por Farmer. As câmaras cilíndricas típicas têm volumes entre 0,1 e 1 cm³. Têm comprimentos úteis até 25 mm e diâmetros até 7 mm. As paredes são de um material de Z_{efetivo} pequeno (tecido ou água equivalente).

Câmara de pratos paralelos:



São especialmente usadas em feixes de elétrons. Um dos pratos serve também de janela encontrando-se o outro no fundo da câmara. São também usadas em feixes mistos e na gama de megavoltagem para medida de dose à pele ou na região de *build-up*.

Câmara tipo
poço:



São usadas em braquiterapia para a medição da atividade de fontes radioativas. Na braquiterapia as fontes de radiação são menos intensas que na radioterapia externa. Os volumes das câmaras têm que ser maiores (250 cm^3 ou mais) para ser obtida uma boa sensibilidade.

ii) Detetores de semicondutor

O Germânio (Ge) e o Silício (Si) formam redes cristalinas nas quais cada átomo forma quatro ligações covalentes com átomos vizinhos. Todos os elétrons de valência participam nestas ligações e a estrutura de bandas mostra uma banda de valência totalmente preenchida e uma banda de condução vazia. À temperatura ambiente, alguns elétrons de valência são termicamente excitados para a banda de condução através da banda proibida, deixando uma lacuna (buraco) na banda de valência. Quando um elétron na vizinhança preenche a lacuna, cria no processo um novo buraco que parece migrar através do cristal. Para controlar a condutividade elétrica destes materiais, são adicionados átomos de valência 3 ou 5 à rede cristalina.

A adição de impurezas pentavalentes ao cristal como, por exemplo, o Fósforo (P), produz um semicondutor tipo N – Figura 3.7. Existirão 4 ligações covalentes completas e um elétron extra não compartilhado, que poderá ser facilmente excitado para a banda de condução. O elétron poderá deslocar-se de uma ligação para outra ao longo de todo o volume do material que terá assim características doadoras, ou seja, de doar o elétron livre por forma a estabelecer a neutralidade elétrica.

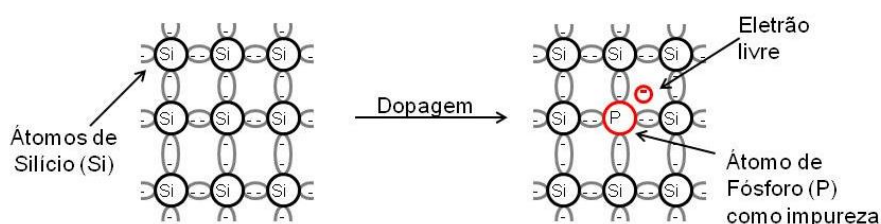


Figura 3.7 - Rede cristalina de um semicondutor tipo N.

A adição de impurezas trivalentes ao cristal como, por exemplo, o Alumínio (Al), produz um semicondutor tipo P – Figura 3.8. Existirão 3 ligações covalentes completas e uma quarta incompleta, originando um buraco que facilmente poderá receber um elétron da banda de valência. O buraco poderá deslocar-se de uma ligação para outra ao longo de todo o volume do material e as suas propriedades assemelhar-se-ão às de um ião positivo. O material terá assim características receptoras, ou seja, de atrair elétrons para completar a quarta ligação.

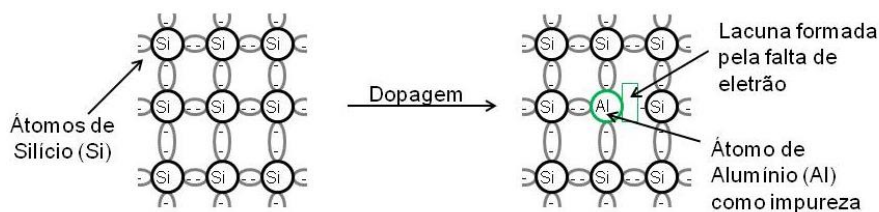


Figura 3.8 - Rede cristalina de um semiconductor tipo P.

Na junção de um semiconductor tipo P com um semiconductor tipo N, haverá um deslocamento de elétrons da região N para a região P e de buracos da região P para a região N. Durante este deslocamento os elétrons e os buracos recombina-se surgindo na zona de junção uma região de cargas livres, chamada zona de depleção. Esta região livre de cargas é adequada à detecção de radiação [15]. A zona de depleção poderá ser aumentada aplicando uma diferença de potencial através da junção (potencial positivo na região tipo N e negativo na região tipo P). Se sobre esta junção incidir a radiação, produz-se a rotura de ligações com libertação de elétrons e buracos. Os elétrons movem-se numa direção e os buracos noutra, modificando o potencial da junção de onde resulta um pulso de corrente que pode ser medido no exterior. A carga recolhida é proporcional à energia da radiação depositada. A aplicação de tensão aumenta a sensibilidade, mas também aumenta a corrente escura.

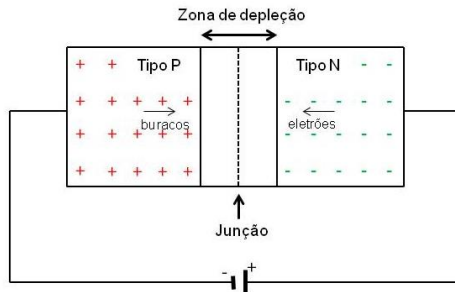


Figura 3.9 - Semiconductor do tipo PN onde se evidencia a região de depleção adequada à detecção de radiação.

Pela semelhança deste mecanismo com o de uma câmara de ionização, os detetores de semiconductor denominam-se ocasionalmente por detetores de estado sólido.

Os detetores de semiconductor apresentam vantagens notáveis face aos detetores de ionização gasosa. Por um lado apresenta uma maior densidade de material permitindo uma maior eficiência de detecção por unidade de volume do detetor uma vez que a radiação ionizante perde toda a sua energia num percurso muito curto. Desta forma conseguem-se ter detetores mais pequenos. Por outro lado a energia necessária para se produzir um par elétron-buraco é de apenas 3,5 eV no Silício e 2,8 eV no Germânio, valores aproximadamente 8 vezes menores que os necessários para ionizar um átomo de

gás. A mobilidade elevada de elétrons e buracos, juntamente com as pequenas dimensões do detetor, permite um tempo de colheita de cargas muito curto que pode chegar a ser da ordem do nanosegundo. Todas estas características permitem uma maior exatidão na medição da energia da radiação incidente.

Os detetores semicondutores necessitam de calibrações regulares, não devendo, portanto, ser usados como referência em dosimetria absoluta [15]. Existem vários fatores de correção que devem ser aplicados quando este tipo de detetor é calibrado. Destaca-se a dependência na energia, taxa de dose e direção do feixe, sendo estes sensíveis à temperatura. São muito úteis para medidas com fantasmas, mas também para medidas *in-vitro*, para além disso, como são pequenos, permitem fazer medidas em zonas de elevado gradiente de dose.

iii) Detetores de cintilação

Certos materiais, quando expostos à ação das radiações ionizantes, cintilam. Estes materiais denominam-se por cintiladores e podem apresentar-se no estado sólido, líquido ou gasoso. Este fenómeno deve-se ao facto da radiação ionizante produzir a excitação dos átomos ou moléculas do meio material (cintiladores orgânicos) e produzir pares elétron-buraco em cristais dopados, que ao encontrarem um átomo da substância ativadora, excitam-no (cintiladores inorgânicos). Na desexcitação, resulta a emissão de luz.

Os cintiladores são acoplados a um transdutor ótico-elétrico, denominado fotomultiplicador. Este consiste num tubo de vidro sob vácuo contendo um fotocátodo, um sistema de multiplicação e um ânodo. O fotocátodo recebe os impulsos luminosos do cintilador, ou seja, os fótons de cintilação e emite elétrons por efeito fotoelétrico. Estes elétrons são focalizados em elétrodos, denominados por dínodos. Por cada elétron que atinge um dínodo, vários elétrons são libertados e acelerados por um campo elétrico para o dínodo subsequente, sendo multiplicados através de uma série de dínodos de tensão sucessivamente mais elevada até ao ânodo, onde é recolhido o sinal. O sinal recolhido é proporcional à energia depositada pela radiação no cintilador.

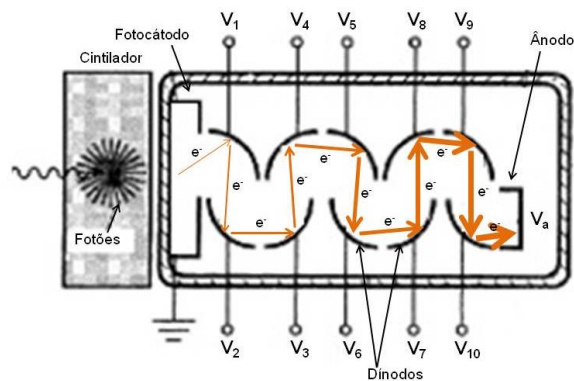


Figura 3.10 – Esquema de funcionamento de um detector de cintilação [13].

De entre as características dos detetores de cintilação, destaca-se a resposta linear à energia da radiação incidente pelo que são bons para espectrómetros de energia. Para além disso são detetores rápidos, na ordem dos 5-50 ns.

Nos detetores de cintilação orgânicos, por exemplo, os plásticos, as interações entre as moléculas são fracas e os estados de interesse correspondem aos níveis de energia das moléculas individuais. À temperatura ambiente, os eletrões estão praticamente todos no estado fundamental, uma vez que a energia dos estados $S_1 \gg kT = 0,025 \text{ eV}$.

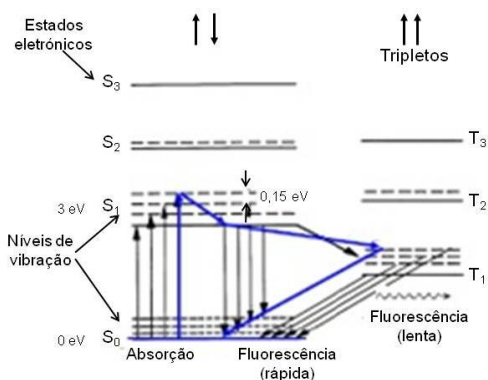


Figura 3.11 - Esquema de funcionamento dos detetores de cintilação orgânicos.

A interação da radiação com estas moléculas origina a sua excitação para os estados S_1 . Os estados vibracionais dentro da banda S_1 decaem para o estado de mais baixa energia de S_1 . Este estado decai para o estado fundamental, S_0 , com a emissão de luz. Este também pode decair para estados tripletos adjacentes. Como a energia destes é mais baixa, o decaimento para o estado S_0 é mais demorado.

A luz produzida é lida por um fotomultiplicador ou outro fotodetector. A produção de luz *Cherenkov* no cintilador limita a sua utilização com eletrões ou fótons de energias elevadas ($\sim 200 \text{ keV}$), dado que uma pequena perda de energia corresponde a uma apreciável produção de sinal. O número atómico médio dos cintiladores orgânicos é semelhante ao da água pelo que a razão dos μ_{en}/ρ é próxima da unidade e tem uma fraca

dependência na energia, o que leva a que os detetores de cintilação de plástico funcionem bem enquanto dosímetros [15]. Para além disso apresentam uma resposta linear com a dose e são independentes da taxa de dose. Têm uma elevada resolução espacial e para além disso permitem medir dose em tempo real nos feixes de radioterapia. No entanto, apresentam como principal desvantagem a sua difícil utilização como dosímetro primário, para além do facto de que o sinal lido é dependente do sistema de leitura.

Nos detetores de cintilação inorgânicos, o material isolador como o Iodeto de Sódio (NaI), tem os estados na banda de valência geralmente preenchidos e os na banda de condução vazios. A radiação pode excitar eletrões da banda de valência para a banda de condução, com um gap ~ 4 eV, originando um par eletrão-buraco. Os eletrões na banda de condução e os buracos na banda de valência podem-se mover livremente pelo cristal. Eventualmente, o eletrão poderá decair para a banda de valência com a emissão de um fóton.

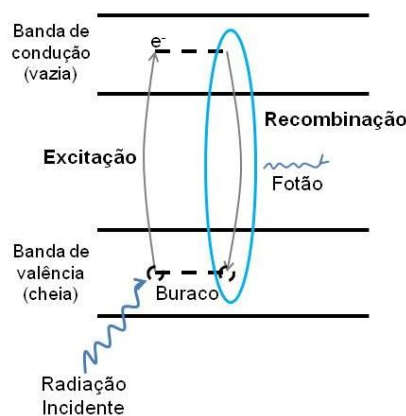


Figura 3.12 - Esquema de funcionamento dos detetores de cintilação inorgânicos [14].

Para aumentar a probabilidade de emissão do fóton, e reduzir a auto-absorção da luz, adicionam-se impurezas ao NaI designadas por ativadores. Um ativador usual é o Tório, sendo o cintilador indicado por NaI(Tl). O ativador introduz estados na banda proibida, tais que $E_{\text{emissão}} < E_{\text{gap}}$.

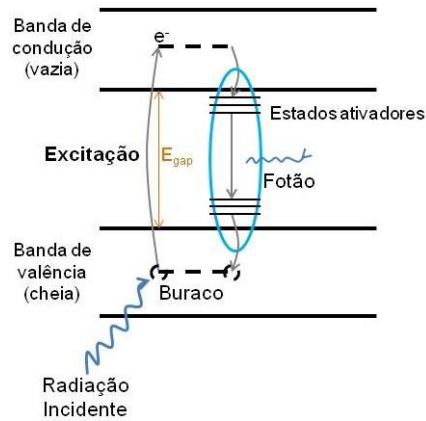


Figura 3.13 - Esquema de funcionamento dos detectores de cintilação inorgânicos dopados com impurezas onde se evidenciam os estados ativadores [14].

A probabilidade do elétron decair para um estado excitado do ativador é maior, dadas as energias mais próximas da banda de condução. A emissão de luz dá-se entre estados do ativador, uma vez que os estados fundamentais do ativador não se encontram preenchidos.

3.2.2 Detetores Primários de Referência

O LMRI possui um largo conjunto de qualidades de radiação produzidas por duas ampolas de raios X, dois irradiadores multi-fontes gama, um irradiador de alta taxa de dose com uma fonte de ^{60}Co , um irradiador com fontes beta e um conjunto de padrões (primários ou secundários) tal como consta na Tabela 3.2.

Grandeza (unidade)	Qualidade de Radiação	Rastreabilidade
Kerma no ar (Gy)	Raios X (10 a 420 kV)	PTB ¹
Kerma no ar (Gy)	Fotões de ¹³⁷ Cs e ⁶⁰ Co	IST/CTN ²
Dose absorvida na água (Gy)	Raios X (10 a 280 kV), Fotões de 6 a 19 MV, Fotões de ⁶⁰ Co	PTB/NPL ³ /BIPM ⁴
Dose absorvida no tecido (Gy)	Radiação beta (0,062 a 0,566 MeV)	PTB
Equivalente de dose ambiental (Sv)	Raios X (10 a 420 kV)	PTB
Equivalente de dose ambiental (Sv)	Fotões de ¹³⁷ Cs e ⁶⁰ Co	IST/CTN
Equivalente de dose direcional (Sv)	Raios X (10 a 420 kV)	PTB
Equivalente de dose direcional (Sv)	Fotões de ¹³⁷ Cs e ⁶⁰ Co	IST/CTN
Equivalente de dose individual (Sv)	Raios X (10 a 420 kV)	PTB
Equivalente de dose individual (Sv)	Fotões de ¹³⁷ Cs e ⁶⁰ Co	IST/CTN
Atividade por unidade de área (Bq/cm ²)	Radiação alfa (5,484 MeV), Radiação beta (0,049 a 0,566 MeV)	PTB

Tabela 3.2 - Grandezas e qualidades de radiação para as quais existem Padrões no LMRI.

Os padrões existentes são referentes a grandezas operacionais e grandezas dosimétricas. O LMRI assegura a manutenção e rastreabilidade dos padrões e tem implementado um Sistema da Qualidade. No que respeita ao radiodiagnóstico, a grandeza dosimétrica usada é o kerma no ar ou alguma grandeza derivada desta. Devido às energias envolvidas, 40 keV até 150 keV, o padrão primário adequado é a câmara de ar livre.

Os padrões nacionais das radiações ionizantes são, na maior parte, câmaras de ionização. Alguns desses padrões podem ser visualizados nas Figuras seguintes:

¹ *Physikalisch Technische Bundesanstalt* (Alemanha)

² Instituto Superior Técnico / Centro Tecnológico e Nuclear (Portugal)

³ *National Physical Laboratory* (Inglaterra)

⁴ *Bureau International des Poids et Mesures*



Figura 3.14 - Padrão de dose absorvida na água e kerma no ar para raios X de baixa energia (esq.). Padrão de dose absorvida na água e kerma no ar para ^{60}Co e raios X de mega voltagem (centro). Um dos padrões, posicionado na mesa experimentalmente na sala de irradiação I (dir.).

Existem dois métodos, que são utilizados pelos laboratórios de referência, como padrões primários. Um desses processos recorre a câmaras de ionização, devido às suas características de elevada precisão e sensibilidade, como estudado na seção **3.2.1 - Instrumentos utilizados no Controlo de Qualidade**. O segundo processo utilizado recorre à calorimetria, sendo este um método direto da medida da dose [15]. Para este, são necessários detetores de grandes dimensões, difíceis de operar e que requerem condições de trabalho muito exigentes. Um dos materiais usados nos padrões é a grafite, devido à sua estabilidade e pureza. A energia depositada é medida a partir do aumento de temperatura provocado pela absorção de radiação num corpo, ou seja, utilizando a relação:

$$D = \frac{E}{m} = c_p \cdot \Delta T \quad (3.1)$$

onde c_p representa o calor específico do material que sofreu a variação de temperatura ΔT . Recorrendo ao exemplo da água, $c_p = 4200 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$, pelo que, uma dose de 2 Gy conduz a um aumento de temperatura de apenas $\Delta T = \frac{E}{c_p} = \frac{2}{4200} = 4,8 \cdot 10^{-4} \text{ K}$. Isto permite que um aumento de temperatura no núcleo do calorímetro seja medido com uma exatidão de poucos μK .



Figura 3.15 – Calorímetro na câmara de vácuo (esq.). Calorímetro visto de frente, sem a janela de grafite (dir.) [39].

Foram realizados no BIPM, testes da medida da dose absorvida na água, D_W , proveniente de um feixe de fótons de alta energia, determinada através de três medições com características diferentes (Figura 3.16 – (a) a (c)) e também com a configuração ideal (Figura 3.16 – (d)), recorrendo a cálculos utilizando o Método de Monte Carlo, de forma a verificar a elevada exatidão deste método de calibração.

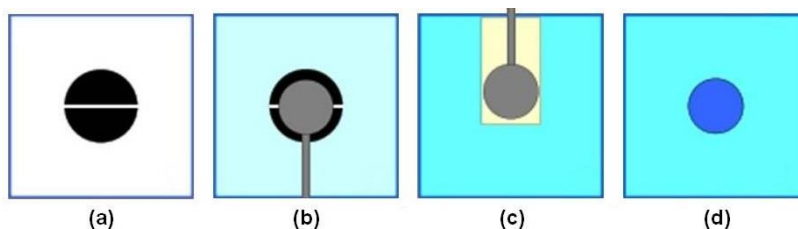


Figura 3.16 – Medição da dose absorvida na água através de quatro configurações diferentes: medição calorimétrica em vácuo com o núcleo e revestimento em grafite (a); medição ionométrica onde o núcleo é substituído por uma câmara de ionização de placas paralelas (b); medição ionométrica com a câmara de ionização de placas paralelas colocada no simulador de água (c); configuração ideal (d) [39].

O calorímetro foi concebido de forma a minimizar a diferença de temperatura entre o núcleo e o revestimento e reduzindo, tanto quanto possível, a troca de calor, nomeadamente por transferência, entre o revestimento e a sua vizinhança. Tentou-se reduzir ao mínimo os materiais não-grafite, de forma a minimizar o seu efeito, sobre o aumento de temperatura.

As temperaturas medidas antes, durante e após a irradiação do calorímetro, com um feixe de 6 MV, demonstram um comportamento quase-adiabático. Na Figura 3.17 a curva a preta representa a temperatura do núcleo do calorímetro, usando dois termistores em braços opostos de uma Ponte de *Wheatstone*, enquanto a curva identificada a encarnado

mostra a temperatura do revestimento. Esta é medida usando um único termistor e um ohmímetro sendo o sinal, por conseguinte, mais ruidosos do que o do núcleo.

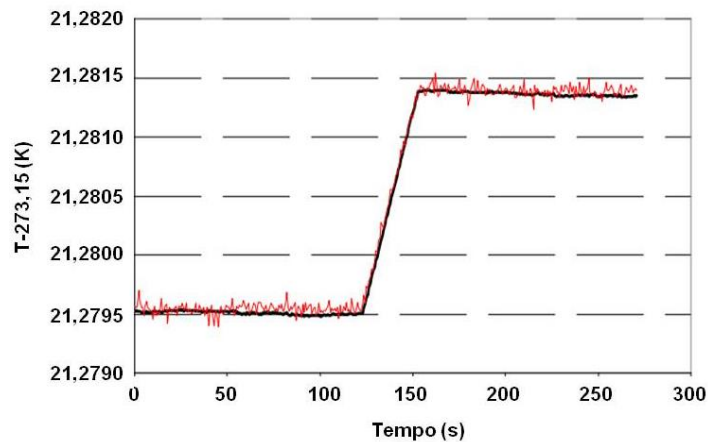


Figura 3.17 - Variação da temperatura antes, durante e após a irradiação do calorímetro [39].

3.2.3 Verificação Metrológica dos Detetores

Os instrumentos de medição das radiações ionizantes devem cumprir os requisitos metrológicos e técnicos definidos pelas normas internacionais ISO 8529-3 para os instrumentos da área da proteção radiológica e pelas normas estabelecidas pela Comissão Eletrotécnica Internacional IEC 61676:2002, IEC 60580:2000 e IEC 61674:2012 para os instrumentos da área do radiodiagnóstico [40].

A primeira verificação é efetuada antes da colocação do instrumento em serviço e após a sua reparação, dispensando-se a verificação periódica nesse ano. A verificação periódica é bianual, salvo indicação em contrário no despacho de aprovação de modelo. A verificação extraordinária compreende os ensaios da verificação periódica e tem a mesma validade.

A verificação metrológica de instrumentos com aplicações em proteção radiológica compreende, consoante os casos, a determinação da característica de desempenho, o erro intrínseco relativo, ou a eficiência do instrumento, ou a exatidão, de acordo com as normas IEC 60325:2002, IEC 60846:2009, IEC 61526:2005 e IEC 61344:1996. Assim, consoante os casos, na verificação metrológica de instrumentos de proteção radiológica, são avaliadas diferentes características de desempenho.

No caso dos dosímetros de área portáteis ou fixos, dosímetros individuais, monitores de descontaminação e instrumentos que não façam medida direta da grandeza em avaliação, por exemplo, instrumentos que realizem contagens por segundo, é avaliado o erro

intrínseco relativo. Nos dosímetros individuais de alarme avalia-se a exatidão e nos monitores de contaminação, a eficiência do instrumento.

Os limites das características de desempenho estão indicadas na Tabela 3.3 à Tabela 3.5, conforme indicado, na regulamentação em Portugal, na portaria n.º 1106 de 24 de setembro de 2009 [40].

	Erro intrínseco relativo	
	Primeira verificação	Verificação periódica
Dosímetro de área portátil	± 20% (dosímetro de equivalente de dose direcional, $H'(d, \Omega)$) ± 15% (dosímetro de equivalente de dose ambiental, $H^*(d)$)	
Dosímetro de área fixo	± 15% (categoria 1) ± 30% (categoria 2)	
Dosímetro individual	± 15% (escala de equivalente de dose) ± 20% (escala de débito de equivalente de dose, H_T) ± 30% (na menor escala de débito de equivalente de dose, H_T) ± 30% (dosímetros de alarme sonoro)	
Monitor descontaminação	± 25%	

Tabela 3.3 - Limites da característica de desempenho dos instrumentos em que se avalia o erro intrínseco relativo.

	Exatidão do alarme	
	Primeira verificação	Verificação periódica
Dosímetro individual	Sem indicação de alarme a 70% do valor estabelecido para alarme. Alarme acionado num máximo de 5 segundos, quando o débito de equivalente de dose exceder 130% do valor estabelecido para alarme.	

Tabela 3.4 - Limites da característica de desempenho dos instrumentos em que se avalia a exatidão do alarme.

	Eficiência	
	Primeira verificação	Verificação periódica
Monitor de contaminação	< 25% do valor especificado pelo fabricante.	

Tabela 3.5 - Limites da característica de desempenho dos instrumentos em que se avalia a eficiência.

A verificação metrológica de dosímetros com aplicações em radiodiagnóstico compreende a determinação da característica de desempenho, o erro intrínseco relativo, e a repetibilidade que é determinada pelo coeficiente de variação. Para instrumentos utilizados em medições não invasivas, da tensão de tubos de raio X, a grandeza medida é o pico prático de voltagem, de acordo com as normas IEC 61676:2002, IEC 60580:2000 e IEC 61674:2012 para os instrumentos da área do radiodiagnóstico. Os limites às características de desempenho estão estabelecidos nas Tabela 3.6 e Tabela 3.3, para o

erro intrínseco relativo e coeficiente de variação, respetivamente, conforme indicado, na regulamentação nacional, na portaria n.º 1106 de 24 de setembro de 2009 [40].

	Erro intrínseco relativo	
	Primeira verificação	Verificação periódica
Dosímetro de radiodiagnóstico (ESAK, DLP, DWP)	± 5%	
Dosímetro de radiodiagnóstico (DAP)	± 10%	
Instrumentos utilizados em medições não invasivas do tubo de raio X (kV)	< 2% (> 50 kV) ± 1 kV (< 50 kV)	

Tabela 3.6 - Limites da característica de desempenho dos instrumentos de radiodiagnóstico em que se avalia o erro intrínseco relativo.

3.3 Fantomas e Objetos de Teste

Os fantomas são utilizados na proteção radiológica de forma a simular a dispersão da radiação que ocorre no paciente. Permitem não só calibração de determinadas grandezas operacionais, como o H^* e H_p , bem como realizar a dosimetria do paciente em grandezas que não possam ser medidas diretamente. São construídos de tal forma que consigam simular o tecido e as diversas estruturas anatómicas do paciente, na área a estudar. São normalmente fabricados em acrílico (*polimetil-metacrilato*, PMMA), material termoplástico rígido. Os fantomas devem permitir um grau de atenuação e uma quantidade de radiação dispersa semelhante ao objeto a ser irradiado na prática clínica para determinado equipamento, para além de, deverem ser posicionados a uma distância significativa da superfície do detetor. Estas considerações implicam que o fantoma tenha, o mais possível, o tamanho e forma da estrutura a irradiar, apresentando a Figura 3.18 exemplos de diversos tipos de fantomas utilizados.

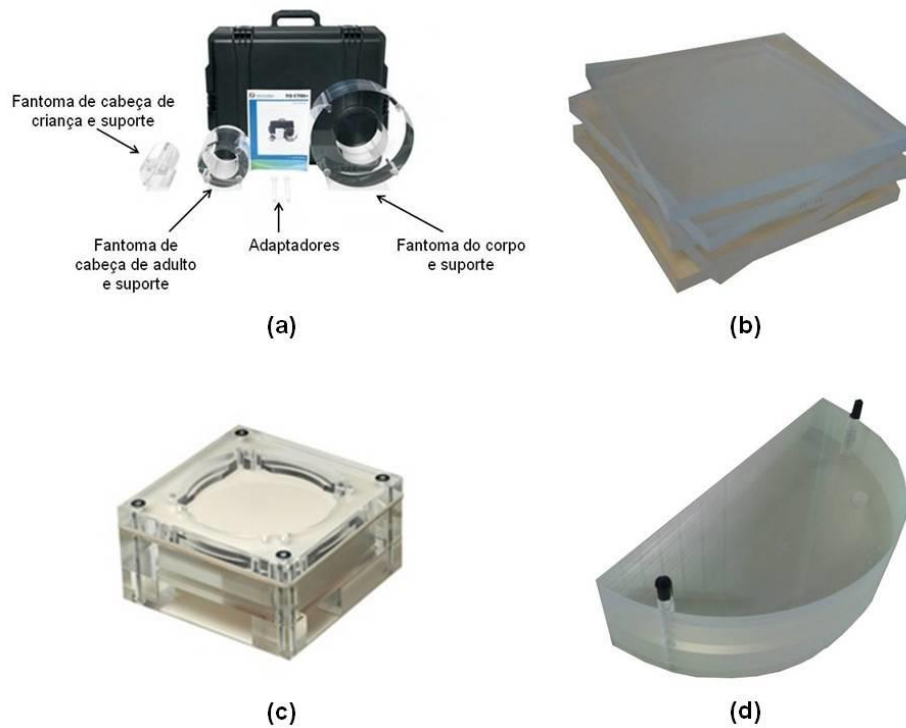


Figura 3.18 – Exemplos de fantasmas utilizados em Tomografia Computorizada (a), Radiografia Convencional (b), Radiografia Dentária (c), Mamografia (d).

Os objetos de testes, utilizados no CQ dos equipamentos, permitem avaliar as grandezas relacionadas com a qualidade da imagem. Como já foi estudado anteriormente, é necessário ter imagens com características diferentes para diagnosticar, por exemplo, um tumor na mama, ou detetar microcalcificações num tecido com muitas texturas [41]. O objeto de teste deve ser capaz de, no ensaio, fornecer informações que permitam analisar a qualidade da imagem. Estas informações devem ser quantificadas, ou por meio de medições objetivas, ou subjetivamente em termos de um limite visual. O objeto de teste deverá conter vários tipos diferentes de detalhes que fornecem informações sobre uma determinada característica da imagem (*e.g.* resolução de alto contraste, resolução de baixo contraste, etc.), dependendo da prática clínica. A Figura 3.19 apresenta exemplos de objetos de teste utilizados no CQ.



Figura 3.19 - Exemplo de objetos de teste utilizados em Radiografia Convencional (esq.), Mamografia (centro), Tomografia Computorizada para avaliação dos valores dos números CT (dir.) [41].

Os fantasmas e os objetos de testes têm que ser sensíveis a quaisquer mudanças nos fatores, como tensão, tamanho do ponto focal, etc., que são significativos em termos da qualidade de imagem para o diagnóstico.

A nível europeu, não há nenhuma norma ou publicação que referencie a necessidade de calibração, tanto dos fantasmas como dos objetos de teste, utilizados para o CQ dos equipamentos de radiodiagnóstico. A informação fornecida pelos fabricantes indica também que os fantasmas e objetos de teste não requerem calibração e que, no seu fabrico, são inspecionados pela linha de CQ seguindo as recomendações técnicas das normas de fabrico. Desta forma, a análise metrológica deve passar apenas pelas normas aplicáveis que indicam as tolerâncias de fabrico deste tipo de objetos de teste.

4

A Incerteza nos Ensaios de CQ em Mamografia Digital

4.1 Os Ensaios de Controlo de Qualidade

Como estudado anteriormente, os sistemas de mamografia digital são constituídos pelo equipamento de raios X e pelo detetor do tipo CR ou DDR [42]. As tecnologias usadas pelos equipamentos são semelhantes, na maioria dos casos, às utilizadas em radiografia convencional, sendo que a principal diferença ao nível da imagem digital prende-se com o tamanho do pixel. No caso da mamografia digital, este deve ser igual ou inferior a 100 μm .

Os ensaios apresentados neste capítulo devem ser efetuados em condições de rotina, isto é, selecionando as técnicas radiográficas padrão para uma espessura de mama entre 40 e 60 mm [43]. As condições padrão são obtidas através da exposição com CAE e utilizando 45 mm de PMMA que simula, em termos de atenuação e dispersão, uma mama com 53 mm de espessura que compreende 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular, correspondendo a uma mulher na faixa etária entre os 40 e 64 anos.

A tabela seguinte mostra alguns parâmetros de interesse, bem como as condições usuais, que devem ser selecionadas na realização dos ensaios. As condições padrão foram adotadas segundo o descrito no Protocolo Espanhol de Controlo de Qualidade de Radiodiagnóstico [42] e verificadas junto das práticas radiográficas em curso nas unidades de saúde visitadas.

Parâmetros a selecionar	Condições padrão
Foco	Grosso
Grelha	Sim
Compressor	Posicionado na direção do feixe e exercendo uma força de compressão igual à utilizada na rotina clínica (sempre ≥ 80 N)
Posição do detetor de CAE	A mais próxima da parede do tórax
Fantoma padrão	Sempre que necessário, utilizar um fantoma que simule uma mama típica, correspondendo a 45 mm de PMMA
Combinação ânodo/filtro	A que se utiliza na rotina clínica para obter imagens de uma mama típica, por norma a combinação Mo/Mo
Tensão do tubo	28 kV. Caso o valor não se encontre disponível, deverá ser selecionado o valor mais próximo possível deste
Ponto de referência	A 60 mm do lado correspondente à parede do tórax e centrado lateralmente
Imagem para processamento	É utilizada a imagem em que apenas tenham sido aplicados algoritmos para manter a uniformidade do campo
ROI	Região de interesse definida para a medição nas imagens. O seu tamanho depende do tipo de ensaio

Tabela 4.1 - Parâmetros e respetivas condições padrão que deverão ser adotadas para a realização dos ensaios de CQ.

De referir que, na medição, o detetor foi colocado ao longo do eixo do tubo de raios X, com a extremidade do cabo direcionada para o equipamento de raios X, como indicado na Figura 4.1, garantindo que o centro do sensor MAM estava posicionado a 6 cm do limite dianteiro da mesa de exame, mantendo, desta forma, a conformidade com as indicações presentes no manual do equipamento.



Figura 4.1 - Posicionamento do detetor na medição conforme indicado no manual do fabricante [44].

De forma a não tornar o estudo demasiado exaustivo, e dadas as similaridades existentes entre os diferentes equipamentos de radiodiagnóstico, neste capítulo, apenas serão estudados os ensaios relativos à qualidade da radiação, parâmetros geométricos, compressão, CAE e dosimetria do paciente. No capítulo seguinte, no âmbito da tomografia computadorizada, é avaliada a qualidade de imagem complementando técnicas de avaliação da incerteza que são comuns a todos os sistemas digitais de imagem.

No âmbito dos ensaios referentes à qualidade do feixe devem ser registados, para cada medição, o valor da tensão, dose, débito de dose, tempo de exposição, espessura semi redutora (*Half Value Layer*, HVL) e filtração total, aproveitando o facto dos multímetros atuais medirem todas estas grandezas em simultâneo. Desta forma, evita-se a realização de exposições desnecessárias que estariam em desrespeito para com o princípio da otimização, o qual se aplica transversalmente, a todas as pessoas que trabalham ou estão sujeitas a radiações.

A nível nacional, os ensaios obrigatórios no âmbito do CQ e os critérios mínimos de aceitabilidade dos equipamentos radiológicos, encontram-se descritos no Anexo IV do Decreto-Lei n.º 180/2002, de 8 de agosto (DL n.º 180) [45]. No entanto, face à evolução tecnológica aplicam-se, no âmbito deste trabalho, também os critérios descritos na publicação da Comissão Europeia *Radiation Protection n.º 162* de 2012 (EC RP n.º 162) [46] e na publicação das Sociedades Espanholas de Física Médica, de Proteção Radiológica e de Radiologia Médica *Protocolo Español De Control De Calidad en Radiodiagnóstico* de 2011 (PECCRD) [42], constituindo este documento uma referência principalmente ao nível dos procedimentos. Detalham-se, de seguida, os critérios mínimos de aceitabilidade, indicados nas referências analisadas, dos equipamentos de mamografia, para os ensaios relativos à qualidade da radiação, parâmetros geométricos, compressão, CAE e dosimetria do paciente.

	DL n.º 180 (2002) [45]	EC RP n.º 162 (2012) [46]	PECCRD (2011) [42]
ECQ 4.1.1 Qualidade da Radiação			
4.1.1.1 Exatidão da tensão (módulo)	< 1 kV (25-31 kV)	≤ 2 kV	≤ 1 kV
4.1.1.2 Repetibilidade da tensão (módulo)	< 0,5 kV	---	≤ 0,5 kV

	DL n.º 180 (2002) [45]	EC RP n.º 162 (2012) [46]	PECCRD (2011) [42]
4.1.1.3 HVL	---	≥ 0,28 mm de Al (a 28 kV para Mo/Mo)	$kV/100 + 0,03 \leq$ HVL $\leq kV/100 +$ C*
ECQ 4.1.2 Tempo e Exposição			
4.1.2.1 Tempo de Exposição	< 2 s, para 45 mm de PMMA	≤ 2 s, para 45 mm de PMMA	≤ 2 s, para 45 mm de PMMA
ECQ 4.1.3 Emissão da Radiação			
4.1.3.1 Repetibilidade da Emissão	---	---	≤ 5%
4.1.3.2 Constância da Emissão com mudanças na carga	---	---	Coefficiente de linearidade ≤ 0,1
ECQ 4.1.4 Parâmetros Geométricos			
4.1.4.1 Distância foco- recetor de imagem	> 600 mm	---	≥ 600 mm
4.1.4.2 Alinhamento do recetor de imagem-campo de raios X	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Lado do tórax: ≤ 5 mm a distância entre recetor de imagem e o limite do campo de radiação; ▪ Laterais: o campo de raios X deve cobrir o recetor até às margens. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Lado do tórax: ≤ 5 mm a distância entre recetor de imagem e o limite do campo de radiação; ▪ ≤ 5 mm, para além do recetor de imagem em qualquer dos lados. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Lado do tórax: ≤ 5 mm, a distância entre recetor de imagem e o limite do campo de radiação; ▪ Campo de radiação não deve ultrapassar o tabuleiro.

	DL n.º 180 (2002) [45]	EC RP n.º 162 (2012) [46]	PECCRD (2011) [42]
ECQ 4.1.5 Grelha Antidifusora			
4.1.5.1 Grelha Antidifusora - fator de exposição	≤ 3	---	< 3
ECQ 4.1.6 Compressão			
4.1.6.1 Força de Compressão	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Automática: 130-200 N --- 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Automática: 150-200 N ▪ Manual: ≤ 300 N 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Automática: 150-200 N ▪ Manual: < 300 N
4.1.6.2 Alinhamento do prato de Compressão	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Cargas simétricas: < 5 mm ▪ Cargas assimétricas: < 15 mm 	---	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Cargas simétricas: ≤ 5 mm
ECQ 4.1.7 CAE: CR e DDR			
4.1.7.1 Repetibilidade do CAE	---	---	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Dose Glandular Média, DGm: erro máximo ≤ 5% ▪ Razão Sinal-Ruído (RSR): erro máximo ≤ 5%

	DL n.º 180 (2002) [45]	EC RP n.º 162 (2012) [46]	PECCRD (2011) [42]
4.1.7.2 Compensação do CAE com a espessura	---	Razão Contraste Ruído (RCR): 20 mm de PMMA: ≥ 115% 30 mm de PMMA: ≥ 110% 40 mm de PMMA: ≥ 105% 45 mm de PMMA: ≥ 103% 50 mm de PMMA: ≥ 100% 60 mm de PMMA: ≥ 95% 70 mm de PMMA: ≥ 90%	Razão Contraste Ruído (RCR): 20 mm de PMMA: > 115% 30 mm de PMMA: > 110% 40 mm de PMMA: > 105% 45 mm de PMMA: > 103% 50 mm de PMMA: > 100% 60 mm de PMMA: > 95% 70 mm de PMMA: > 90%
4.1.7.3 Constância do funcionamento do CAE (módulo)	---	---	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Kerma no ar: erro ≤ 10% ▪ Valor Médio de Pixel (VMP): erro < 10% RSR: erro ≤ 10%
4.1.7.4 Reprodutibilidade e entre sensores CAE (módulo)	---	---	<ul style="list-style-type: none"> Carga: erro ≤ 10% RSR: erro ≤ 20%

	DL n.º 180 (2002) [45]	EC RP n.º 162 (2012) [46]	PECCRD (2011) [42]
ECQ 4.1.8 Dosimetria			
4.1.8.1 Dose de referência (kerma no ar livre à superfície de entrada do fantoma)	40 mm de PMMA: ≤10 mGy 45 mm de PMMA: < 12 mGy 50 mm de PMMA: < 20 mGy	---	---
4.1.8.2 Dose Glandular Média, DG_m	---	20 mm de PMMA: ≤ 1,0 mGy 30 mm de PMMA: ≤ 1,5 mGy 40 mm de PMMA: ≤ 2,0 mGy 45 mm de PMMA: ≤ 2,5 mGy 50 mm de PMMA: ≤ 3,0 mGy 60 mm de PMMA: ≤ 4,5 mGy 70 mm de PMMA: ≤ 6,5 mGy	20 mm de PMMA: < 1,0 mGy 30 mm de PMMA: < 1,5 mGy 40 mm de PMMA: < 2,0 mGy 45 mm de PMMA: < 2,5 mGy 50 mm de PMMA: < 3,0 mGy 60 mm de PMMA: < 4,5 mGy 70 mm de PMMA: < 6,5 mGy

Detalham-se de seguida os vários procedimentos e materiais envolvidos nos testes, indicados anteriormente, no CQ dos equipamentos de mamografia digital.

ECQ 4.1.1 Qualidade da Radiação

Objetivo: As ampolas de raios X operam com uma tensão específica, dependendo do tipo de ânodo e filtro. Este ensaio pretende verificar os vários parâmetros de funcionamento da ampola de raios X, entre eles a tensão, carga, corrente e tempo de exposição, bem como o HVL, que cobrem a gama habitual de trabalho do equipamento. As medições devem ser realizadas sem o compressor.

Material: Multímetro de radiação, escala graduada ou distanciómetro.

4.1.1.1 Exatidão da tensão (módulo)

Método: 1) Posicionar o detetor do multímetro sobre o *Bucky*, alinhado com a ampola de raios X, e ajustar a distância foco-detetor.

2) Realizar, pelo menos, uma série de 5 medições para valores distintos de tensão (designada, no seguimento do trabalho, por kV) caracterizando a gama de tensões do equipamento, mantendo constante a corrente elétrica (designada, no seguimento do trabalho, por mA) e respetivo tempo de exposição (designada, no seguimento do trabalho, por s) adotados normalmente na prática clínica. Caso o equipamento não permita selecionar individualmente a corrente e tempo de exposição, deve ser selecionado o valor de carga (designada, no seguimento do trabalho, por mA.s).

3) Determinar o erro, através da terminologia adotada no VIM [8], como a diferença entre o valor medido pelo multímetro de radiação e o valor nominal de referência indicado pelo equipamento:

$$Erro = kV_{medido} - kV_{nominal} \quad (4.1)$$

4.1.1.2 Repetibilidade da tensão (módulo)

Método: 1) Realizar, pelo menos, uma série de 5 medições mantendo os valores de kV, mA e s constantes, valores esses que devem corresponder aos adotados na prática clínica.

2) Calcular o valor médio de kV e determinar a maior diferença (em módulo) entre o valor médio e o valor de kV medido em cada exposição, através da expressão:

$$Erro_i = kV_{médio} - kV_{medido_i} \quad (4.2)$$

onde

$$kV_{médio} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n kV_{medido_i}$$

em que i designa cada uma das medições e n o número de medições totais.

4.1.1.3 HVL

Método: Devem ser utilizados os valores de HVL e kV obtidos nos pontos anteriores.

1) Calcular a média dos valores de HVL medidos pelo multímetro de radiação, para exposições com a mesma tensão nominal.

ECQ 4.1.2 Tempo de Exposição

Objetivo: O tempo de exposição é limitado para evitar a desfocagem da imagem em movimentos associados ao batimento cardíaco ou à respiração do paciente. O seu valor depende da espessura da mama e é definido para a mama típica, 53 mm de espessura, a que correspondem 45 mm de PMMA. O valor da tolerância de 2 s, indicado nas referências, corresponde à duração de um impulso inspiratório de um paciente em condições normais. Este ensaio é realizado durante o teste de verificação de funcionamento do CAE. Assim, nos sistemas mamográficos em que o equipamento efetue uma pré-exposição, de forma a determinar a atenuação da mama e selecionar automaticamente os fatores de exposição, o tempo de exposição é determinado a partir do início da exposição de aquisição da imagem primária, independente, portanto, do tempo de pré-exposição.

Material: Multímetro de radiação, escala graduada ou distanciômetro, 45 mm de PMMA.

- Método:**
- 1) Colocar o detetor do multímetro sob 45 mm de PMMA alinhado com a ampola de raios X.
 - 2) Obter a imagem do fantoma de 45 mm de PMMA, no modo CAE, e registar o tempo de exposição, indicado no multímetro de radiação.
 - 3) Repetir este ensaio pelo menos 3 vezes e determinar o respetivo valor médio.

As especificações apresentadas no PECCRD (2011) variam consoante a tensão e o filtro usado no equipamento, segundo o indicado na Tabela 4.2.

C*	ânodo/filtro
0,12	Mo/Mo
0,19	Mo/Rh
0,22	Rh/Rh
0,30	W/Rh

Tabela 4.2 – Coeficientes para as combinações ânodo/filtro.

ECQ 4.1.3 Emissão da Radiação

Objetivo: Avaliar a emissão da radiação da ampola de raios X. A emissão pode ser definida como o valor de kerma no ar livre por unidade de carga ($\mu\text{Gy}/\text{mA.s}$) a uma distância do foco, para fatores radiográficos que devem ser especificados. Este ensaio realiza-se simultaneamente com os ensaios **ECQ 4.1.1**, dada a característica do multímetro que permite registar diversas grandezas na mesma exposição.

Material: Multímetro de radiação, escala graduada ou distanciómetro.

4.1.3.1 Repetibilidade da Emissão

Método: 1) Realizar 5 exposições e registar os valores medidos do tempo de exposição e da dose (kerma no ar livre).

2) Calcular o valor da emissão da radiação, a 1 metro, para cada exposição, pela seguinte expressão:

$$E_{1\text{ metro}} = \frac{D_{1\text{ metro}}}{\text{mA.s}} \quad (4.3)$$

onde $D_{1\text{ metro}} = D_d \cdot d^2$ em que D_1 corresponde à dose a 1 metro e D_d a dose medida à distância d em metros.

3) Determinar o valor médio da emissão da radiação, a 1 metro.

4) Determinar a maior diferença entre o valor da emissão da radiação médio e o valor da emissão da radiação de cada uma das exposições. Calcular o erro percentual através da expressão:

$$\text{Erro (\%)} = \frac{|E_{\text{emissão } 1\text{ metro } \text{média}} - E_{\text{emissão } 1\text{ metro } i}|}{E_{\text{emissão } 1\text{ metro } \text{média}}} \quad (4.4)$$

4.1.3.2 Constância da Emissão com mudanças na carga

- Método:** 1) Realizar uma exposição para cada valor de mAs permitido pelo equipamento e registrar os valores obtidos.
- 2) Calcular, através da expressão (4.3), para cada exposição realizada, o valor da emissão.
- 3) Identificar o valor máximo e mínimo da emissão da radiação e calcular o coeficiente de linearidade através da expressão seguinte:

$$\text{Coeficiente de linearidade} = \frac{Emissão_{Máx.} - Emissão_{Mín.}}{Emissão_{Máx.} + Emissão_{Mín.}} \quad (4.5)$$

onde

$Emissão_{Máx.}$ corresponde ao valor máximo da Emissão da Radiação, a 1 metro;

$Emissão_{Mín.}$ corresponde ao valor mínimo da Emissão da Radiação, a 1 metro.

ECQ 4.1.4 Parâmetros Geométricos

Objetivo: Este conjunto de testes permite verificar a distância foco-recetor de imagem, sendo esta uma medida necessária para determinar o desempenho de parâmetros como a emissão da radiação e dosimetria do paciente. No entanto, esta medida não é muito precisa uma vez que a posição do foco, marcada no exterior do equipamento, é normalmente uma posição aproximada. A verificação do alinhamento do recetor de imagem com o campo de raios X é um teste visual que envolve a observação da luz emitida, verificando que esta não ultrapassa o limite do recetor de imagem. Permite assegurar que a imagem obtida contem a quantidade máxima de tecido mamário de forma a garantir que qualquer patologia é detetada. Por outro lado, não deve exceder a placa de forma a evitar radiação excessiva para o paciente quando este está posicionado para a geração de imagens em projeções oblíquas.

Material: Escala graduada ou distanciómetro, dispositivo de alinhamento do feixe, cassetes radiográficas.

4.1.4.1 Distância foco-recetor de imagem

Método: 1) Medir, com a escala graduada ou distanciómetro, a distância entre o foco e o recetor de imagem.

4.1.4.2 Alinhamento do recetor de imagem-campo de raios X

Método: 1) Colocar o dispositivo de alinhamento do feixe sobre o tabuleiro e abrir o colimador de forma a ajustar o campo de luz com o campo de radiação.

2) Efetuar uma exposição e obter a imagem.

3) Medir as distâncias entre o campo de radiação obtido e o campo de luz previamente colimado.

ECQ 4.1.5 Grelha Antidifusora – fator de exposição

Objetivo: A metodologia, para a medição da atenuação da grelha, envolve a remoção física do dispositivo. Devem ser realizados os procedimentos necessários de modo a evitar danos que afetem o funcionamento da grelha e, mais especialmente, do detetor.

Material: Multímetro de radiação, escala graduada ou distanciômetro, 40 mm de PMMA, cassetes radiográficas.

Método: 1) Posicionar o multímetro no campo de radiação, no lugar do recetor de imagem, debaixo do sistema de grelha e colocar 40 mm de PMMA sobre a mesa.

2) Efetuar uma exposição a 28 kV, e obter o valor do kerma no ar incidente no sistema com grelha, K_1 .

3) Efetuar uma nova exposição e obter o valor do kerma no ar, com os mesmos parâmetros mas sem a grelha, K_2 .

4) Calcular o fator de exposição como o quociente entre o kerma no ar no sistema com e sem grelha, K_1/K_2 .

Nota: Caso não seja possível retirar o sistema de grelha, este ensaio não se realiza.

Objetivo: Os parâmetros de exposição, que são automaticamente selecionadas por algum equipamento mamográfico, dependem da espessura da mama determinada pelo dispositivo de compressão. Este ensaio é de extrema importância uma vez que estas falhas ocorrem, por norma, sem aviso prévio, o que prejudica a qualidade da imagem uma vez que nestes casos são usados outros fatores de exposição que levam a valores inadequados de dose. Uma vez que o peito tem uma espessura mais pequena na área do bocal, as inclinações do compressor podem fornecer um valor de espessura menor do que a verificada quando os blocos rígidos de PMMA são utilizados.

Material: Escala graduada, 45 mm de PMMA, dinamómetro.

4.1.6.1 Força de Compressão

- Método:**
- 1) Posicionar o dinamómetro no centro da mesa de suporte para a mama e aplicar compressão (automática) e registar o valor medido pelo dinamómetro.
 - 2) Repetir o ponto anterior mas forçando a compressão (manual).
 - 3) Repetir os ponto anterior obtendo 3 registos e determinar o respetivo valor médio para cada forma de força de compressão (automática e manual).

4.1.6.2 Alinhamento do prato de Compressão

- Método:**
- 1) Colocar uma espessura de 45 mm de PMMA, sobre a mesa do mamógrafo, e aplicar compressão até ao limite do sistema.
 - 2) Medir, com a escala graduada, a distância entre cada uma das extremidades (laterais, anterior e posterior) do prato e do recetor de imagem.
-

Objetivo: O sistema CAE consta de uma ou várias câmaras de ionização, devidamente calibrada(s), situadas entre o paciente e o recetor de imagem, sendo capaz de medir a quantidade de radiação que chega ao recetor de imagem e concluir automaticamente a exposição, quando chega ao mesmo a quantidade de radiação suficiente para produzir uma imagem com uma densidade ótica adequada. Quando o sistema CAE está ligado, a radiação emitida depende da espessura e da atenuação da mama. É necessário fazer-se o controlo para as diferentes espessuras de PMMA. Estas determinações são essenciais para estimar os valores da DG_m e baseiam-se na medição da emissão em conformidade com o ponto indicado na dosimetria.

Material: Multímetro de radiação, várias placas de PMMA, *software* de análise das imagens, amostra de alumínio de 10x10 mm e espessura de 0,2 mm

4.1.7.1 Repetibilidade do CAE

Método: 1) Colocar 45 mm de PMMA sobre a região sensível do sistema CAE e realizar uma exposição a 28 kV, em modo CAE, selecionando a posição do detetor mais próxima da parede do tórax.

2) Calcular a DG_m , tal como indicado no ensaio **ECQ 4.1.8.2** e, com o auxílio de um *software* de análise de imagem, medir o VMP e o Desvio-Padrão (DVP) numa Região de Interesse (*Region Of Interest*, ROI) de 400 mm², situado a 60 mm do lado correspondente ao tórax, e centrado lateralmente, e calcular a respetiva RSR, através das expressões seguintes:

$$RSR_i = \frac{VMP_i}{DVP_i} \quad (4.6)$$

$$Erro\ RSR\ (\%) = \frac{|RSR_{médio} - RSR_i|}{RSR_{médio}} \cdot 100 \quad (4.7)$$

3) Repetir o procedimento 3 vezes, tentando, no caso de sistemas CR, utilizar sempre a mesma cassete e respetivo filme de fósforo.

4.1.7.2 Compensação do CAE com a espessura

- Método:**
- 1) Colocar a amostra de alumínio sobre 20 mm de PMMA a 60 mm do lado correspondente ao tórax, e centrada lateralmente.
 - 2) Escolher a posição do sensor CAE, de tal forma que não interfira com a amostra de alumínio, e realizar uma exposição em modo CAE.
 - 3) Anotar os fatores de exposição (ânodo/filtro, tensão e carga), que serão necessários para calcular a DG_m , e obter a imagem.
 - 4) Anotar os valores de dose fornecidos pelo equipamento, comparar com os calculados e avaliar a sua exatidão.
 - 5) Com o *software* de análise de imagens, medir sobre as imagens pré-processadas, os valores de VMP e DVP em 5 ROIs de tamanho 5x5 mm, conforme indicados na Figura 4.2.

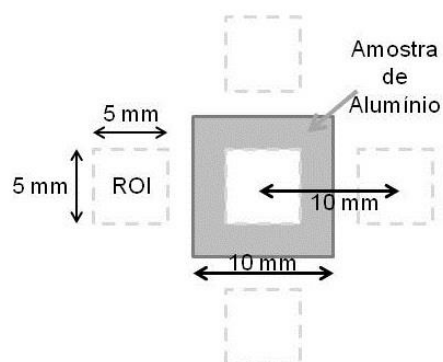


Figura 4.2 - Esquema representativo da definição das ROIs para correta medição do VMP e DVP.

a) Cálculo da RCR:

No âmbito desta avaliação, a RCR calcula-se para cada espessura de PMMA, de acordo com a seguinte fórmula:

$$RCR = \frac{|VMP_{Al} - VMP_F|}{\sqrt{\frac{DVP_{Al}^2 + DVP_F^2}{2}}} \quad (4.8)$$

onde

VMP_{Al} é o valor médio de pixel da ROI 5x5 mm situado no centro da imagem da amostra de Al;

DVP_{Al} é o desvio-padrão da ROI 5x5 mm situado no centro da imagem da amostra de Al;

VMP_F é o valor médio de pixel do fundo, calculado através de:

$$VMP_F = \frac{1}{4} \cdot \sum_{i=1}^4 VMP_{F_i} \quad (4.9)$$

DVP_F é o desvio-padrão, calculado através de:

$$DVP_F = \frac{1}{4} \cdot \sum_{i=1}^4 DVP_{F_i} \quad (4.10)$$

onde i designa cada um das 4 ROIs de 5x5 mm situados em cada lado da amostra de Al, cujos centros se encontram a uma distância de 10 mm. Este método de cálculo tem como objetivo compensar as diferenças dos valores de pixel devido ao Efeito de Heel.

b) Cálculo do valor limite da RCR para a espessura de 50 mm:

O valor limite, ou tolerância, é o associado à RCR de 50 mm de espessura de PMMA. Esta espessura é tomada como referência por ser equivalente, em atenuação, ao fantoma de contraste-detalle. O valor limite, ou tolerância, da RCR calcula-se de acordo com o procedimento proposto pelas Guias Europeias [46], com base no valor da espessura limite do disco de 0,1 mm, determinado no ensaio de qualidade de imagem através da expressão:

$$\begin{aligned} & \text{Limiar Contraste}_{Medido} \cdot RCR_{Medido} = \\ & \text{Limiar Contraste}_{Valor Limite} \cdot RCR_{Valor Limite} \end{aligned} \quad (4.11)$$

onde

$\text{Limiar Contraste}_{Medido}$ é o limiar de contraste do disco de 0,1 mm;

RCR_{Medido} é o valor da RCR determinada de acordo com a alínea a) deste ensaio para a espessura de 50 mm de PMMA;

$\text{Limiar Contraste}_{Valor Limite}$ é o valor limite aceitável para o limiar de contraste para o disco de 0,1 mm = 23%;

$RCR_{Valor Limite}$ é o valor limite da RCR para a espessura de 50 mm de PMMA que é o valor a calcular.

c) Cálculo dos valores limites da RCR para outras espessuras:

A partir da $RCR_{Valor\ Limite}$ obtida para 50 mm de PMMA, calculam-se os valores limites para as espessuras restantes aplicando as percentagens indicadas na tolerância. Os valores limites obtidos devem ser menores ou iguais à RCR determinada para cada espessura de acordo com o procedimento descrito na alínea a) deste ensaio.

6) Repetir o procedimento para cada espessura de PMMA. Ao longo do sucessivo aumento de espessura de PMMA até 70 mm, a amostra de alumínio deve manter-se sempre sobre 20 mm de PMMA.

4.1.7.3 Constância do funcionamento do CAE (módulo)

Método: 1) Realizar uma exposição, em modo CAE, para as espessuras de 30, 45 e 60 mm de PMMA, assegurando que o sensor CAE está sempre na mesma posição daquela em que foram obtidos os valores de referência iniciais.

2) Anotar os fatores de exposição automaticamente selecionados (ânodo/filtro, tensão e carga) e os valores de dose fornecidos pelo equipamento, verificando se coincidem com os registados nos ensaios anteriores.

3) Obter as imagens, e com o *software* de análise, medir o VMP e o DVP numa ROI de 400 mm² situado a 60 mm do lado correspondente ao tórax, e centrado lateralmente.

4) Calcular o valor médio do VMP e, para cada imagem, determinar o erro através da expressão:

$$Erro\ VMP\ (\%) = \frac{|VMP_{m\u00e9dio} - VMP_i|}{VMP_{m\u00e9dio}} \cdot 100 \quad (4.12)$$

4.1.7.4 Reprodutibilidade entre sensores CAE (módulo)

Este ensaio deve ser realizado caso o equipamento de mamografia tenha vários sensores CAE, ou caso o equipamento disponha de vários suportes para a mama, cada um com o seu sensor independente. Os diferentes sensores CAE, colocados em diferentes posições correspondendo a diferentes regiões da mama, devem proporcionar uma resposta semelhante quando se utiliza um fantoma uniforme. Contudo, a carga automaticamente selecionada aumenta quando se utilizam os sensores CAE alinhados na direção ânodo-cátodo. Quando o CAE é completamente automático, convém verificar se os restantes fatores que são automaticamente selecionados (ânodo/filtro e tensão) se mantêm quando se desloca o sensor CAE

- Método:**
- 1) Realizar uma exposição do fantoma de PMMA em modo CAE, para cada uma das possíveis posições dos sensores CAE.
 - 2) Registrar os fatores de exposição automaticamente selecionados (ânodo/filtro, tensão e carga) para cada uma das posições do(s) sensor(es) CAE.
 - 3) Obter as imagens e com um *software* apropriado de análise de imagem, medir a RSR na ROI padrão centrada no ponto de referência.
-

Objetivo: Deve ser avaliado o kerma no ar livre, isto é, sem contribuição dos fótons retrodispersos, no ponto de interação do eixo do feixe com a superfície de entrada do paciente. É conveniente determinar também o valor da DG_m em condições de referência, isto é, 28 kV para a combinação Mo/Mo. Conseguem-se assim fazer comparações entre sistemas distintos e avaliar a constância do sistema. Este ensaio deverá ser realizado simultaneamente com o ensaio **ECQ 4.1.7.2**.

Material: Multímetro de radiação, escala graduada ou distanciômetro, várias placas de PMMA.

4.1.8.1 Dose de referência (kerma no ar livre à superfície de entrada do fantoma)

Método: 1) Colocar 40 mm de PMMA sobre a mesa de suporte para a mama e posicionar o detetor sobre as placas, alinhado com a ampola de raios X.

2) Realizar um total de 5 exposições em modo CAE e registrar os valores medidos do kerma no ar livre e de HVL. Estes valores vão permitir obter o kerma no ar livre, à superfície de entrada do fantoma a partir de:

$$ESAK = D \cdot \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 \quad (4.13)$$

onde

$ESAK$ corresponde ao valor do kerma no ar livre à superfície de entrada do fantoma;

D corresponde ao valor do kerma no ar livre medido pelo multímetro de radiação;

d_1 corresponde à distância entre o foco e o ponto de referência do multímetro de radiação;

d_2 corresponde à distância entre o foco e a superfície do fantoma.

3) Repetir o procedimento para 45 e 50 mm de PMMA.

Nota: Caso o equipamento não possua sistema CAE, deve ser realizada uma entrevista com o responsável da instalação de forma a obter os parâmetros radiográficos (kV, mA, mA.s, combinação ânodo/filtro, tamanho do campo, ponto focal e distância foco-recetor de imagem) adotados nos exames de rotina para um paciente *standard*.

4.1.8.2 Dose Glandular Média, DG_m

Método: 1) Calcular a dose glandular a partir dos resultados do kerma no ar livre e HVL obtidos no ensaio **ECQ 4.1.8.1**:

$$DG_m = ESAK \cdot c \cdot g \cdot s \quad (4.14)$$

onde c , g e s são coeficientes relacionados com a espessura de PMMA e combinação ânodo/filtro.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura da mama equivalente (mm)	Glandularidade da mama equivalente (%)	Produto $c \cdot g$						
			HVL (mm Al)						
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	97	0,336	0,377	0,415	0,450	0,482	0,513	0,539
30	32	67	0,245	0,277	0,308	0,338	0,368	0,399	0,427
40	45	41	0,191	0,217	0,241	0,268	0,296	0,332	0,351
45	53	29	0,172	0,196	0,218	0,242	0,269	0,297	0,321
50	60	20	0,157	0,179	0,198	0,221	0,245	0,269	0,296
60	75	9	0,133	0,151	0,168	0,187	0,203	0,230	0,253
70	90	4	0,112	0,127	0,142	0,157	0,173	0,194	0,215

Tabela 4.3 - Valores do produto dos coeficientes c e g [42].

Combinação ânodo/filtro	Fator s
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042
W/Ag	1,042

Tabela 4.4 - Valores do coeficiente s [42].

4.2 Condições Experimentais

A componente experimental deste trabalho foi realizada em unidades de saúde parceiras do Instituto de Soldadura e Qualidade, aquando da verificação anual, prevista na legislação nacional, e obrigatória para os equipamentos de radiodiagnóstico. Os dados recolhidos, e que servirão de objeto de estudo, foram registados de um equipamento da marca *GE Healthcare*, modelo *Performa*. De acordo com o manual do equipamento [47], e segundo indicações presentes no equipamento, a ampola funciona na gama de tensão dos 20 kV aos 35 kV com uma carga máxima de 600 mA.s.

O posto de disparo localizava-se dentro da sala, protegida por um biombo cuja blindagem equivale a 0,5 mm de chumbo. A instalação onde se encontra o equipamento de raios X dispõe de sinalização luminosa e acústica indicadora da emissão de radiação.



Figura 4.3 - Equipamento e aparato experimental para as medições relativas à qualidade da radiação.

Para medir os diversos parâmetros dos ensaios relativos à qualidade do feixe de radiação (**ECQ 4.1.1**), ao tempo de exposição (**ECQ 4.1.2**), débito de dose e emissão de radiação (**ECQ 4.1.3**), sistema CAE (**ECQ 4.1.7**) e dosimetria do paciente (**ECQ 4.1.8**) utilizou-se o multímetro de radiação *Unfors Xi Platinum Plus*, que possui um detetor específico para mamografia. Este detetor é do tipo semiconductor pelo que, como estudado no capítulo **3 – Detecção e Medição de Radiação Ionizante**, as condições ambientais, como pressão e temperatura, não têm grande influência nas medições, em comparação por exemplo com as câmaras de ionização, sendo então este detetor o preferencial para o CQ dos equipamentos de radiodiagnóstico. Este detetor, rastreado a *Unfors RaySafe*, presente na Suécia, permite avaliar a tensão, sendo sensível às diferentes combinações ânodo/filtro, a

dose e taxa de dose, bem como o HVL, o tempo de exposição e apresenta ainda informações relativas à forma de onda.



Figura 4.4 – Detetor semiconductor e multímetro de radiação *Unfors Xi Platinum Plus* [44].

No teste de avaliação da compressão exercida pelo compressor (**ECQ 4.1.6**) utilizou-se o dinamómetro da marca BLET modelo DTN 361, analógico, com um intervalo de indicação entre 0 kgf e 30 kgf. O dinamómetro foi calibrado através de um conjunto de massas padrão, rastreadas ao Instituto Português da Qualidade, e células de carga, rastreadas ao HBM⁵.



Figura 4.5 - Dinamómetro BLET modelo DTN 361.

As placas de PMMA utilizadas, bem como os objetos de teste necessários, por exemplo, para avaliação do sistema CAE (**ECQ 4.1.7**) e dosimetria do paciente (**ECQ 4.1.8**) são da marca *Leeds Test Objects TOR MAX*. Tal como referido anteriormente, não há obrigatoriedade, segundo a legislação existente, de calibrar/verificar periodicamente fantasmas e objetos de teste. No entanto, segundo a informação fornecida pelo fabricante, estes instrumentos obedecem às normas de construção.

⁵ *Hottinger Baldwin Messtechnik* (Alemanha)



Figura 4.6 – Objeto de teste e placas de PMMA utilizadas no CQ em mamografia [41].

Os parâmetros geométricos (**ECQ 4.1.4**), bem como outras distâncias necessárias, foram avaliadas com uma escala graduada, produzida em metal e plástico, acondicionada num invólucro, idêntica à indicada Figura 4.7.



Figura 4.7 – Escala graduada utilizada para medir distâncias.

Para análise das imagens obtidas recorreu-se ao *software Weasis* versão 1.2.8.

4.3 Quantificação das Grandezas de Influência e Determinação das Incertezas de Medição

Para uma determinação exata da incerteza de medição é fundamental fazer-se uma correta identificação, caracterização e quantificação das grandezas de influência. As incertezas calculadas ao longo do trabalho seguem o método indicado no GUM [9] e descrito na seção **2.1.3 Avaliação da Incerteza de Medição – Método do GUM** do presente trabalho.

Nos BIs a seguir indica-se a formulação e apresentação da incerteza de medição, e das suas componentes, assim como o seu cálculo e combinação. Representa-se para cada fonte de incerteza, o tipo de distribuição a considerar, bem como o fator de expansão ou divisor, associado (ver anexo A.1). Indica-se a incerteza padrão, $u(x_i)$, calculada a partir da expressão (2.7) – para avaliações do tipo A – ou estabelecidas por especificações do

fabricante indicadas nos anexos C. e calculadas a partir da expressão (2.8) – para avaliações do tipo B. Indica-se o respetivo coeficiente de sensibilidade, c_i , calculado segundo a expressão (2.9) com indicação do número de graus de liberdade, ν_i , para cada medição. Indica-se também a contribuição percentual de cada fonte de incerteza, de forma a facilitar a análise posterior. Como resultado apresenta-se o valor da incerteza expandida, U , calculada a partir da expressão (2.10), sendo que o número de graus efetivo ν_{eff} foi calculado com recurso à expressão (2.11).

De seguida mostram-se os ensaios de CQ definidos na seção **4.1 – Os Ensaios de Controlo de Qualidade** e identificados segundo essa sequência como **ECQ 4.1.X.X**. Os resultados das diversas exposições, e os BIs associados encontram-se em detalhe nos anexo E.1 e F.1, respetivamente.

ECQ 4.1.1.1 Exatidão da tensão (módulo)

Tal como indicado no procedimento, foram realizadas 5 medições para cada valor de tensão nominal indicada pelo equipamento para 24 kV e 32 kV. Pela expressão (4.1) nota-se que neste ensaio estão presentes duas grandezas, cada uma delas com fontes de incerteza bastante diferente: a tensão medida pelo multímetro de radiação, kV_{medido} , e a tensão nominal indicada pelo equipamento de medição, $kV_{nominal}$.

Assim sendo, relativamente ao parâmetro kV_{medido} uma componente do tipo A a considerar é a dispersão das leituras de medição. As restantes componentes são do tipo B e, uma vez que dizem respeito a especificações do detetor *RaySafe Xi Mammography* fornecidas pelo fabricante – ver anexo C.1 -, considera-se uma FDP do tipo retangular, correspondendo a um divisor $\sqrt{3}$, tal como indicado no anexo A.1. Ao valor indicado pelo fabricante para a incerteza no valor indicado pela medição, designa-se no seguimento do trabalho por Erro Máximo Admissível (EMA). De notar que no anexo C.1. estão indicadas outras grandezas de influência, com respetiva quantificação, valores esses que foram especificados pelo fabricante numa versão mais antiga do mesmo detetor, mas que em manuais mais recentes deixou de aparecer indicado. Relativamente ao parâmetro $kV_{nominal}$, a considerar como fonte de incerteza há apenas a tolerância do equipamento, tal como indicado no anexo C.2, não obtendo informação por parte do fabricante da influência de outros fatores, sendo esta componente do tipo B, considerando-se uma distribuição retangular. Registaram-se os seguintes valores:

$$kV_{medido} = 23,71 \text{ kV}$$

$$kV_{nominal} = 24,00 \text{ kV}$$

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (kV)	N.º medi.	u(x _i) (kV)	c _i	u _i ² [c _i .u(x _i)] ² (kV) ²	v _i	% da comp.
Tensão medida, <i>kV_{medido}</i>	Dispersão das leituras de medição	A / normal, 1,00	0,06	5	0,026	1	7E-04	4	0,1%
	Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,003		8E-06	∞	0,0%
	EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,289		8E-02	∞	14,0%
	Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,137		2E-02	∞	3,1%
	Dependência com a distância	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,068		5E-03	∞	0,8%
	Dependência com o ângulo	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,068		5E-03	∞	0,8%
	Dependência com a orientação	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,068		5E-03	∞	0,8%
Tensão nominal, <i>kV_{nominal}</i>	Tolerância do equipamento	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,693	-1	5E-01	∞	80,4%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,77 \text{ kV}$
 Fator de expansão, $k = 2,00$
 Incerteza expandida, $U = 1,5 \text{ kV}$

$v_{\text{eff}} = 3E06$

Tabela 4.5 - Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da exatidão da tensão (ECQ

4.1.1.1).

Igual procedimento foi feito para o valor de $kV_{\text{nominal}} = 32,00 \text{ kV}$ ao que correspondeu $kV_{\text{medido}} = 31,83 \text{ kV}$. O BI correspondente a este ensaio encontra-se no anexo F.1.

ECQ 4.1.1.2 Repetibilidade da tensão (módulo)

Tal como indicado no procedimento, foram realizadas 5 medições adotando os valores utilizados, por norma, na prática clínica. Pela expressão (4.2) nota-se que neste ensaio estão presentes duas grandezas, no entanto têm as mesmas fontes de incerteza: a tensão média registada pelo multímetro, $kV_{\text{médio}}$, e tensão correspondente à diferença máxima, kV_{medido} .

Assim sendo, as grandezas de influência a considerar são as especificações do detetor *RaySafe Xi Mammography*, fornecidas pelo fabricante – ver anexo C.1 -, considera-se uma FDP do tipo retangular, correspondendo a um divisor $\sqrt{3}$, tal como indicado no anexo A.1.

$$kV_{\text{média}} = 27,76 \text{ kV}$$

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (kV)	N.º medi.	u(x _i) (kV)	c _i	u _i ² [c _i .u(x _i)] ² (kV) ²	v _i	% da comp.
Tensão média, kV _{média}	Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,003	0,45	2E-06	∞	0,0%
	EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,320		2E-02	∞	11,6%
	Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,160		5E-03	∞	2,9%
	Dependência com a distância	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,080		1E-03	∞	0,7%
	Dependência com o ângulo	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,080		1E-03	∞	0,7%
	Dependência com a orientação	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,080		1E-03	∞	0,7%
Tensão medida kV _{medido}	Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,003	-1	8E-06	∞	0,0%
	EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,320		1E-01	∞	57,9%
	Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,160		3E-02	∞	14,5%
	Dependência com a distância	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,080		6E-03	∞	3,6%
	Dependência com o ângulo	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,080		6E-03	∞	3,6%
	Dependência com a orientação	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,080		6E-03	∞	3,6%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,42$ kV

Fator de expansão, $k = 2,00$

$v_{\text{eff}} = 2E100$

Incerteza expandida, $U = 0,84$ kV

Tabela 4.6 - Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da repetibilidade da tensão (ECQ

4.1.1.2).

ECQ 4.1.1.3 HVL

Para avaliação deste parâmetro, tal como indicado no procedimento, foram utilizados os valores de HVL medidos para a tensão nominal de 28 kV.

Neste ensaio há apenas uma mensuranda, o valor médio de HVL registado pelo multímetro, $HVL_{médio}$. Para a contabilização da incerteza, há que considerar uma componente do tipo A que se deve à dispersão das leituras de medição. As restantes componentes são do tipo B e, uma vez que dizem respeito a especificações do fabricante – ver anexo C.1 -, considera-se uma FDP do tipo retangular, correspondendo a um divisor $\sqrt{3}$. Calculou-se o valor de HVL médio e obteve-se:

$$HVL_{médio} = 0,326 \text{ mm Al}$$

Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (mm Al)	N.º medi.	$u(x_i)$ (mm Al)	c_i	u_i^2 [$c_i u(x_i)$] ² (mm Al) ²	ν_i	% da comp.
Dispersão das leituras de medição	A / normal, 1,00	0,001	10	2E-04	1	6E-08	9	0,1%
Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			3E-03		8E-06	∞	8,6%
EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			9E-03		9E-05	∞	91,4%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,01 \text{ mm Al}$
 Fator de expansão, $k = 2,00$ $\nu_{\text{eff}} = 3E07$
 Incerteza expandida, $U = 0,02 \text{ mm Al}$

Tabela 4.7 - Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do HVL (ECQ 4.1.1.3).

ECQ 4.1.2 Tempo de Exposição

Tal como indicado no procedimento, foram realizadas 3 exposições, com 45 mm de placas de PMMA, ligando o modo CAE.

Neste ensaio há apenas uma mensuranda, o valor médio do tempo de exposição registado pelo multímetro, $t_{médio}$. Para a contabilização da incerteza, há que considerar uma componente do tipo A que se deve à dispersão das leituras de medição. As restantes componentes são do tipo B e, uma vez que dizem respeito a especificações do fabricante – ver anexo C.1 -, considera-se uma FDP do tipo retangular, correspondendo a um divisor $\sqrt{3}$. Calculou-se o tempo de exposição médio e registou-se o seguinte valor:

$$t_{médio} = 0,767 \text{ s}$$

Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (s)	N.º medi.	$u(x_i)$ (s)	c_i	$u_i^2 [c_i \cdot u(x_i)]^2$ (s) ²	ν_i	% da comp.
Dispersão das leituras de medição	A / normal, 1,00	0,001	3	3E-04	1	8E-08	2	0,8%
Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			3E-04	1	8E-08	∞	0,8%
EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-03	1	5E-06	∞	49,2%
Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-03	1	5E-06	∞	49,2%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,003 \text{ s}$
 Fator de expansão, $k = 2,00$ $\nu_{eff} = 3E04$
 Incerteza expandida, $U = 0,006 \text{ s}$ (Absoluta)
 Incerteza expandida, $U = 0,82\%$ (Relativa)

Tabela 4.8 - Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do tempo de exposição (ECQ 4.1.2.1).

ECQ 4.1.3 Emissão da Radiação

ECQ 4.1.3.1 Repetibilidade da Emissão

Para a avaliação da emissão da radiação foram aproveitados os valores das exposições anteriores. Uma vez que a distância foco-detetor não foi alterada aquando das diversas exposições, tem-se, pela expressão (4.3), três mensurandas: a dose média registada pelo multímetro nas diversas exposições, $Dose_{média}$, a dose correspondente à diferença máxima, $Dose_i$ ao valor médio e a carga nominal da ampola, $mA.s$, que segundo o fabricante, pode não ser constante nas exposições.

Relativamente às grandezas de influência relacionadas com a medição das doses, consideraram-se fontes de incerteza do tipo B, indicadas pelas especificações do fabricante – ver anexo C.1 -, considera-se uma FDP do tipo retangular, correspondendo a um divisor

$\sqrt{3}$, tal como indicado no anexo A.1. Relativamente à mensuranda $Dose_{m\acute{e}dia}$ considerou-se ainda uma componente tipo A relacionada com a dispersão das leituras de medição. Relativamente à carga, $mA.s$, nominal a considerar como fonte de incerteza há apenas a tolerância do equipamento, tal como indicado no anexo C.2, não obtendo informação por parte do fabricante da influência de outros fatores, sendo esta componente do tipo B, considerando-se uma distribuição retangular. Registaram-se os seguintes valores:

$$D_{m\acute{e}dia} = 3,05 \text{ mGy}$$

$$D_i = 3,05 \text{ mGy}$$

Mens.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (mGy)	N.º medi.	u(x _i) Un.	c _i Un.	u _i ² [c _i .u(x _i)] ² (%) ²	v _i	% da comp.
$D_{m\acute{e}dia}$	Dispersão das leituras de medição	A / normal, 1,00	0,14	5	6E-02 mGy	3E-01 %/mGy	4E-04	4	18,0%
	Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E-03 mGy		2E-07	∞	0,0%
	EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			9E-02 mGy		8E-04	∞	37,9%
	Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-02 mGy		3E-05	∞	1,5%
	Dependência com a temperatura	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-03 mGy		3E-07	∞	0,0%
	<i>Back Scattering</i>	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-02 mGy		3E-05	∞	1,5%
Carga, mA.s	Tolerância do equipamento	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E00 mA.s	0E00 %/mA.s	0E00	∞	0,0%
D_i	Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E-03 mGy	-3E-01 %/mGy	2E-07	∞	0,0%
	EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			9E-02 mGy		8E-04	∞	37,9%
	Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-02 mGy		3E-05	∞	1,5%
	Dependência com a temperatura	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-03 mGy		3E-07	∞	0,0%
	<i>Back Scattering</i>	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-02 mGy		3E-05	∞	1,5%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,05\%$

Fator de expansão, $k = 2,02$

$v_{eff} = 1E02$

Incerteza expandida, $U = 0,09\%$

Tabela 4.9 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da repetibilidade da emissão (ECQ

4.1.3.1).

ECQ 4.1.3.2 Constância da Emissão com mudanças na carga

Depois de calculada a emissão das várias exposições, registou-se o valor da emissão máximo e mínimo. Pela expressão (4.4) tem-se que as mensurandas presentes neste ensaio são exatamente o valor da emissão máximo, $Emissão_{máx.}$, e mínimo, $Emissão_{mín.}$. À semelhança do ensaio **ECQ 4.1.3.1** a distância foco-detetor não foi alterada pelo que, a considerar como grandezas tem-se a dose e a carga correspondentes ao valor máximo, registado da emissão, $D_{máx.}$ e $mA.s_{máx.}$, e a dose e a carga correspondentes ao valor mínimo registado da emissão, $D_{mín.}$ e $mA.s_{mín.}$.

As fontes de incerteza a considerar são semelhantes às indicadas para o ensaio **ECQ 4.1.3.1**, relacionadas então, as componentes da incerteza na medição da dose, com as especificações do fabricante – ver anexo C.1 – e contribuindo para a incerteza na medição da carga da ampola as especificações do fabricante do equipamento, que segundo o mesmo, pode não ser constante nas exposições.

$$D_{máx.} = 1,89 \text{ mGy}$$

$$mA.s_{máx.} = 12,00 \text{ mA.s}$$

$$D_{mín.} = 3,05 \text{ mGy}$$

$$mA.s_{mín.} = 20,00 \text{ mA.s}$$

Mens.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (mGy)	N.º medi.	u(x _i) Un.	c _i Un.	u _i ² [c _i .u(x _i)] ²	v _i	% da comp.
<i>D_{máx.}</i>	Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E-03 mGy	-3E-01 1/mGy	1E-07	∞	0,0%
	EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			5E-02 mGy		2E-04	∞	8,0%
	Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E-02 mGy		8E-06	∞	0,3%
	Dependência com a temperatura	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E-03 mGy		8E-08	∞	0,0%
	<i>Back Scattering</i>	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E-02 mGy		8E-06	∞	0,3%
Carga, mA.s _{máx.}	Tolerância do equipamento	B / retangular, $\sqrt{3}$			8E-01 mA.s	-4E-02 1/mA.s	1E-03	∞	43,7%
<i>D_{mín.}</i>	Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E-03 mGy	-2E-01 1/mGy	6E-08	∞	0,0%
	EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			9E-02 mGy		2E-04	∞	8,0%
	Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-02 mGy		8E-06	∞	0,3%
	Dependência com a temperatura	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-03 mGy		8E-08	∞	0,0%
	<i>Back Scattering</i>	B / retangular, $\sqrt{3}$			2E-02 mGy		8E-06	∞	0,3%
Carga, mA.s _{mín.}	Tolerância do equipamento	B / retangular, $\sqrt{3}$			1E00 mA.s	2E-02 1/mA.s	1E-03	∞	38,9%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,05$

Fator de expansão, $k = 2,00$

$v_{\text{eff}} = 3E100$

Incerteza expandida, $U = 0,10$

Tabela 4.10 - Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da constância da emissão com mudanças na carga (ECQ 4.1.3.2).

ECQ 4.1.4 Parâmetros Geométricos

ECQ 4.1.4.1 Distância foco-recetor de imagem

Para este ensaio apenas é considerada uma componente da incerteza do tipo A, relativa à dispersão das leituras de medição, e duas componentes do tipo B relativas à resolução e ao EMA da escala graduada, por ser um instrumento de classe II. Não há indicação, por parte do fabricante, da quantificação de outra grandeza de influência que possa afetar a medição, por exemplo, a incerteza relativa à marcação do ponto focal no encapsulamento da ampola. Registou-se o seguinte valor médio para a distância foco-recetor de imagem:

$$d_{\text{média}} = 582,00 \text{ mm}$$

Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (mm)	N.º medi.	u(x _i) (mm)	c _i	u _i ² [c _i .u(x _i)] ² (mm) ²	v _i	% da comp.
Dispersão das leituras de medição	A / normal, 1,00	0,00	5	0,00	1	00E0	4	0,0%
EMA do instrumento	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,12		1E-02	∞	16,0%
Resolução do instrumento	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,29		8E-02	∞	86,2%
Incerteza padrão da grandeza de saída, u _c (y) = 0,31 mm								
Fator de expansão, k = 2,00							v _{eff} = 1E100	
Incerteza expandida, U = 0,62 mm								

Tabela 4.11 - Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da distância foco-recetor de imagem (ECQ 4.1.4.1).

ECQ 4.1.4.2 Alinhamento do recetor de imagem-campo de raios X

Este é um teste visual que envolve a observação de luz pelo que não foram realizadas medições quantitativas. Registou-se apenas que o campo de raios X cobre a película até às margens, sem ultrapassar o tabuleiro de suporte da mama.

ECQ 4.1.5 Grelha Antidifusora – fator de exposição

Pelas informações fornecidas no manual do equipamento, analisado anteriormente aos ensaios, não é possível remover a grelha antidifusora pelo que, este ensaio não se realizou.

ECQ 4.1.6 Compressão

ECQ 4.1.6.1 Força de Compressão

- Automática

Foram realizadas 3 medições registando a força de compressão indicada pelo dinamómetro quando se aplica compressão automaticamente no equipamento.

Neste ensaio as fontes de incerteza a considerar são do tipo A, devido à dispersão das leituras de medição, e as restantes do tipo B, relacionadas com a resolução do instrumento, estabelecida pelo fabricante, e com o erro, deriva e a incerteza de calibração do dinamómetro – ver anexo D.1. Uma vez que no certificado de calibração, os valores indicados referiam-se à unidade quilograma-força (*kgf*) houve a necessidade de converter esses valores para a unidade utilizada nas medições, no caso, *N*. Como resultado para a média da força de compressão obteve-se:

$$F. Auto_{média} = 175,00 N$$

Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, <i>k</i> ou divisor	Desvio Padrão (N)	N.º medi.	$u(x_i)$ (N)	c_i	$\frac{u_i^2}{[c_i \cdot u(x_i)]^2}$ (N) ²	ν_i	% da comp.
Dispersão das leituras de medição	A / normal, 1,00	4,08	3	2,36	1	5,56	2	57,2%
Resolução do dinamómetro	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,72	1	0,52	∞	5,4%
Erro do dinamómetro	B / retangular, $\sqrt{3}$			1,42	1	2,00	∞	20,6%
Incerteza de calibração	B / normal, 2,00			0,28	1	0,08	∞	0,8%
Deriva do dinamómetro	B / retangular, $\sqrt{3}$			1,25	1	1,55	∞	16,0%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 3,12 N$

Fator de expansão, $k = 2,52$

$\nu_{eff} = 6E00$

Incerteza expandida, $U = 8 N$

Tabela 4.12 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da força de compressão automática (ECQ 4.1.6.1).

- Manual

Foi feito um procedimento igual, considerando as mesmas fontes de incerteza, para a grandeza relacionada com a força de compressão manual. Obteve-se o resultado: $F. Manual_{média} = 184,75 N$. O BI correspondente a este ensaio encontra-se no anexo F.1.

ECQ 4.1.6.2 Alinhamento do prato de compressão

Neste ensaio não foram realizadas medições quantitativas.

ECQ 4.1.7 CAE: CR e DDR

Apesar de nos critérios mínimos de aceitabilidade, estarem descritos parâmetros relativos à medição da DG_m , neste ensaio, apenas se apresentam os resultados para avaliação dos parâmetros relativos à qualidade da imagem. A avaliação da DG_m , e estudo da incerteza associada, encontra-se descrita em detalhe no ensaio ECQ 4.1.8.

Para avaliação dos parâmetros relativos a este ensaio é necessário recorrer-se à análise de imagens com *software* adequado. De forma a facilitar a análise dos resultados foi necessário, primeiramente, calcular o tamanho do pixel, e assim estabelecer o número de pixéis que estão presentes numa ROI com uma determinada área. Assim, traçou-se um segmento de reta, com um determinado comprimento indicado pelo *software*, e registou-se os pixéis correspondentes à posição inicial e final. A dimensão do pixel foi obtida, realizando este procedimento para as duas direções (x e y), calculando o quociente entre o comprimento do segmento e o número de pixéis. Obteve-se como resultado:

$$\text{Dimensão do pixel } (X \cdot Y) = 0,044 \text{ mm} \cdot 0,044 \text{ mm}$$

$$\text{Área do pixel} = 0,002 \text{ mm}^2$$

ECQ 4.1.7.1 Repetibilidade do CAE

Para este ensaio obtiveram-se 3 imagens garantido a repetibilidade das medições. Por análise da expressão (4.7), conclui-se que neste caso há duas grandezas com respetivas fontes de incerteza: $RSR_{\text{média}}$ e RSR_i , a primeira correspondendo à média das medições da grandeza RSR e a segunda que corresponde ao maior desvio entre o valor medido e o valor médio de RSR . De notar que, o parâmetro RSR é obtido, tal como indicado na expressão (4.6), pelo quociente entre dois parâmetros que são possíveis de obter através da análise da imagem em *software*. Assim, tal como se pode observar pela Figura 4.8, para cada imagem traçou-se a ROI de cerca de 400 mm^2 e registou-se o VMP (no *software* indicado por "Mean") relacionado com o valor médio dos pixéis na região a considerar e o DVP (no *software* indicado por "StDev") relacionado com o desvio-padrão dessa medição. De seguida, calculou-se o $VMP_{\text{médio}}$ bem como o $DVP_{\text{médio}}$, em relação às três imagens obtidas e registou-se igualmente a medição correspondente ao maior erro percentual, relativamente ao valor médio. Obtiveram-se os seguintes valores:

$$VMP_{\text{médio}} = 3002,5 \text{ US}$$

$$DVP_{\text{médio}} = 80,7 \text{ US}$$

$$VMP_i = 3001,2 \text{ US}$$

$$DVP_i = 73,4 \text{ US}$$

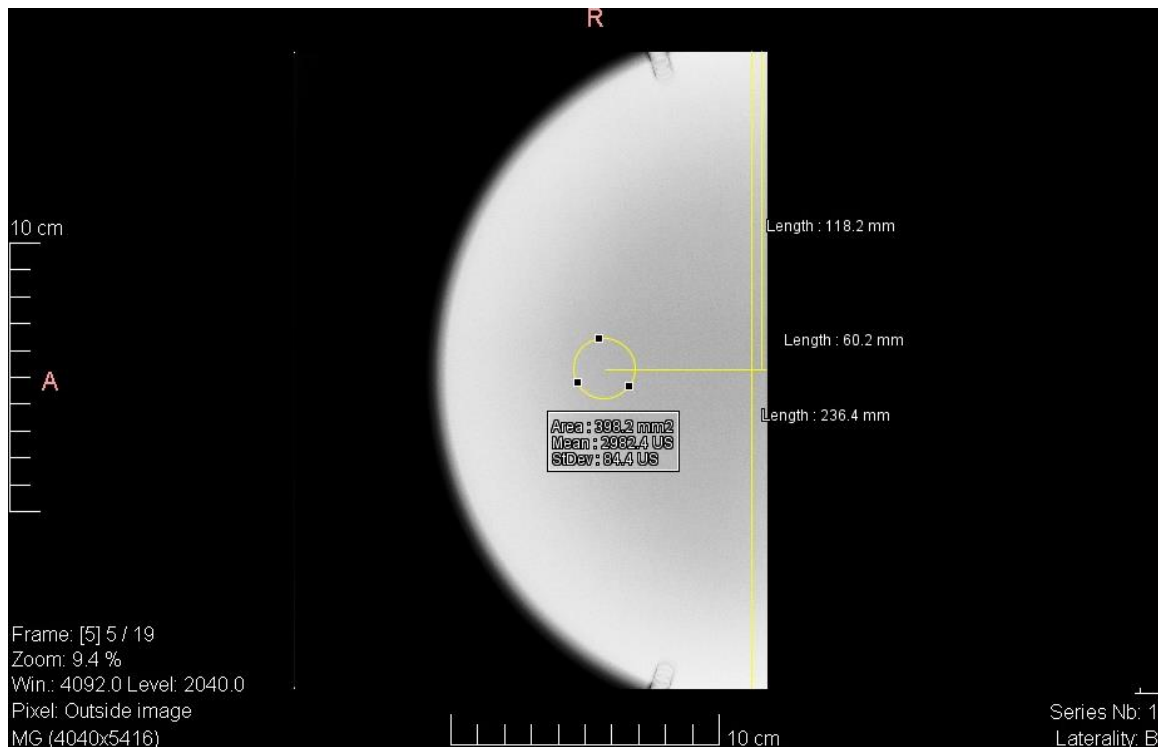


Figura 4.8 - Vista do software Weasis.

Na medição de todas estas mensurandas existe uma componente do tipo B relacionada com resolução dos valores indicados pelo *software*. A outra fonte de incerteza a considerar é do tipo A e está relacionada com o desvio padrão das medições registadas pelas três imagens. Esta componente afeta a medição de $VMP_{\text{médio}}$ e $DVP_{\text{médio}}$. Apresenta-se de seguida o BI referente ao resultado da medição deste ensaio.

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (US)	N.º med.	$u(x_i)$ (US)	c_i (%/US)	u_i^2 [$c_i \cdot u(x_i)$] ² (%) ²	ν_i	% da comp.
$VMP_{\text{médio}}$	Dispersão das medições	A / normal, 1,00	6,3	3	3,64	-0,04	2E-02	2	0,1%
	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03		1E-06	∞	0,0%
$DVP_{\text{médio}}$	Dispersão das medições	A / normal, 1,00	6,5	3	3,76	1,36	3E01	2	99,9%
	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03		2E-03	∞	0,0%
VMP_i	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03	0,04	1E-06	∞	0,0%
DVP_i	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03	-1,50	2E-03	∞	0,0%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 5,12\%$

Fator de expansão, $k = 4,53$

$\nu_{\text{eff}} = 2E00$

Incerteza expandida, $U = 23\%$

Tabela 4.13 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da repetibilidade do sistema CAE (ECQ 4.1.7.1).

ECQ 4.1.7.2 Compensação do CAE com a espessura

Este ensaio não foi realizado uma vez que, na Unidade Técnica de Proteção Radiológica do ISQ, de momento, a amostra de alumínio, com a espessura necessária à avaliação da compensação do CAE com a espessura, não estava disponível.

ECQ 4.1.7.3 Constância do funcionamento do CAE (módulo)

- VMP

Por análise da expressão (4.12) conclui-se que há duas mensurandas nesta medição: $VMP_{\text{médio}}$ e VMP_i , correspondendo, respetivamente, ao VMP médio obtido por análise das imagens das 3 medições, e ao VMP ao qual corresponde o erro máximo, em comparação com o valor médio.

Em ambas as mensurandas, existem duas componentes do tipo A, correspondendo ao desvio-padrão experimental da média dos resultados obtidos nas 3 imagens analisadas e outra componente que provém do facto do valor indicado pelo software ser o resultado de uma média da medição de vários píxeis presentes na ROI considerada. Existe ainda uma componente do tipo B relacionada com a resolução do software. Registaram-se os valores das mensurandas:

$$VMP_{médio} = 2995,7 \text{ US}$$

$$VMP_1 = 3002,5 \text{ US}$$

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (US)	N.º medi.	$u(x_i)$ (US)	c_i (%/US)	u_i^2 [$c_i \cdot u(x_i)$] ² (%) ²	ν_i	% da comp.
$VMP_{médio}$	Dispersão das leituras na medição	A / normal, 1,00	78,9	209382	0,17	-0,03	3E-05	209381	0,1%
	Dispersão das medições	A / normal, 1,00	5,9	3	3,43		1E-02	2	47,1%
	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03		9E-07	∞	0,0%
$VMP_{max.}$	Dispersão das leituras na medição	A / normal, 1,00	80,7	209058	0,18	0,03	3E-05	209057	0,1%
	Dispersão das medições	A / normal, 1,00	6,3	3	3,64		1E-02	2	52,7%
	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03		9E-07	∞	0,0%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,17\%$

Fator de expansão, $k = 2,87$

$\nu_{\text{eff}} = 4E00$

Incerteza expandida, $U = 0,5\%$

Tabela 4.14 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da constância de funcionamento do sistema CAE (ECQ 4.1.7.3).

- RSR

Para esta mensuranda, as fontes de incerteza a considerar são as mesmas que as indicadas no ensaio **ECQ 4.1.7.1** pelo que apenas se detalha o BI no anexo F.1.

4.1.7.4 Reprodutibilidade entre sensores CAE

Pelas informações fornecidas no manual do equipamento, analisado anteriormente aos ensaios, o sistema CAE apenas é constituído por um sensor que pode ser movido consoante a zona da mama a ser analisada, pelo que este ensaio não se realizou.

4.1.8.1 Dose de referência (kerma no ar livre à superfície de entrada do fantoma)

Tal como indicado no procedimento, foram realizadas medições para as 3 espessuras de placa de PMMA indicadas, realizando para cada um desses ensaios, a análise de incerteza. No entanto apenas se realizou uma medição para cada espessura de placas uma vez que a revelação das imagens, nas unidades clínicas, se torna por vezes um processo demorado que pode afetar os trabalhos na clínica.

Pela expressão (4.13) nota-se que neste ensaio estão presentes três mensurandas, cada uma delas com fontes de incerteza diferentes: dose medida pelo multímetro de radiação, D , e as distâncias d_1 e d_2 , respetivamente, distância entre o foco e o ponto de referência do multímetro de radiação e distância entre o foco e a superfície do fantoma.

As fontes de incerteza a considerar são do tipo A e B. Embora só se tenha realizado um exame para cada espessura de PMMA, indicada nas referências, considerou-se como componente do tipo A a dispersão de leituras na medição da dose, realizada no ensaio **ECQ 4.1.3.1**. As restantes componentes da incerteza a considerar são do tipo B. Para a medição da dose, pelo multímetro de radiação, as fontes de incerteza a considerar dizem respeito às especificações do fabricante – ver anexo C.1, considerando-se uma FDP do tipo retangular, correspondendo a um divisor $\sqrt{3}$, tal como indicado no anexo A.1. Relativamente à medição das distâncias, considerou-se a incerteza obtida no ensaio **ECQ 4.1.4.1**, considerando-se uma FDP do tipo normal, correspondendo a um fator de expansão de $k = 2.00$, tal como indicado no anexo A.1. Para a mensuranda d_2 , para além da distância medida em d_1 há a necessidade ainda de considerar a distância entre o topo do multímetro e a região sensível do detetor, informação essa dada pelo fabricante, considerando-se, para esta fonte de incerteza, uma FDP do retangular.

Para o ensaio em que se utilizaram 40 mm de PMMA registaram-se os seguintes valores:

$$D = 3,32 \text{ mGy}$$

$$d_1 = 547 \text{ mm}$$

$$d_2 = 561 \text{ mm}$$

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (mGy)	N. medi.	$u(x_i)$	Un.	c_i	Un.	$\frac{u_i^2}{[c_i \cdot u(x_i)]^2}$ (mGy) ²	ν_i	% da comp
D	Dispersão das leituras na medição	A / normal, 1,00	0,14	5	0,061	mGy	0,95	--	3E-03	4	27,1
	Resolução do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,001	mGy			2E-06	∞	0,0%
	EMA do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,096	mGy			8E-03	∞	67,2%
	Reprodutibilidade	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,019	mGy			3E-04	∞	2,7%
	Dependência com a temperatura	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,002	mGy			3E-06	∞	0,0%
	Back Scattering	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,019	mGy			3E-04	∞	2,7%
d_1	Medição da distância	B / normal, 2,00			0,311	mm	0,01	mGy/mm	1E-05	∞	0,1%
d_2	Medição da distância	B / normal, 2,00			0,311	mm	-	mGy/mm	1E-05	∞	0,1%
	Resolução da espessura do detetor	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,289	mm			0,01	1E-05	∞

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,11$ mGy

Fator de expansão, $k = 2,05$ $\nu_{\text{eff}} = 5E01$

Incerteza expandida, $U = 0,23$ mGy

Tabela 4.15 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da dose de referência (ECQ

4.1.8.1).

Igual procedimento foi feito para o ensaio relativo a 45 e 50 mm de espessura de PMMA pelo que apenas se detalham os BIs no anexo F.1.

4.1.8.2 Dose Glandular Média, DG_m

Tal como indicado no procedimento, foi realizada uma medição para várias espessuras de placa de PMMA indicadas no procedimento, realizando para cada um desses ensaios, a análise de incerteza. Pela expressão (4.14) nota-se que neste ensaio estão presentes quatro mensurandas, cada uma delas com fontes de incerteza diferentes: *ESAK*, que corresponde ao valor do kerma no ar livre, medido pelo multímetro, fator s , relacionado com a combinação ânodo/filtro utilizada na exposição, e produto $c.g$ que depende tanto da espessura de PMMA utilizada como do valor de HVL medido. Tanto o factor s como o produto $c.g$ são valores tabelados, tal como indicado nas Tabela 4.4 e Tabela 4.3, respetivamente.

As fontes de incerteza a considerar são todas do tipo B, uma vez que não houve repetibilidade neste ensaio. Para a mensuranda *ESAK* utilizou-se a incerteza experimental

da medição, calculada no ponto **ECQ 4.1.8.1**, tendo esta componente uma FDP do tipo normal, correspondendo a um valor de $k = 2,00$.

Para o ensaio em que se utilizaram 40 mm de PMMA registaram-se os seguintes valores:

$$ESAK = 3,32 \text{ mGy}$$

$$s = 1,000$$

$$c.g = 0,21$$

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	$u(x_i)$	Un.	c_i	Un.	$\frac{u_i^2}{[c_i \cdot u(x_i)]^2}$ (mGy) ²	ν_i	% da comp.
<i>ESAK</i>	Incerteza exp. da medição do kerma	B / normal, 2,00	9E-02	mGy	2E-01	--	4E-04	∞	99,8%
<i>s</i>	Resolução do fator	B / retangular, $\sqrt{3}$	3E-04	--	7E-01	mGy	3E-08	∞	0,0%
<i>c.g</i>	Resolução do produto	B / retangular, $\sqrt{3}$	3E-04	--	3E00	mGy	4E-07	∞	0,2%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,02 \text{ mGy}$
 Fator de expansão, $k = 2,00$ $\nu_{\text{eff}} = 9E99$
 Incerteza expandida, $U = 0,04 \text{ mGy}$

Tabela 4.16 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da dose glandular média (ECQ 4.1.8.2).

Igual procedimento foi feito para os ensaios relativos às restantes espessuras de PMMA, tal como indicado nas tolerâncias pelo que apenas se detalham os BIs no anexo F.1.

4.4 Análise dos Resultados Experimentais

Transportam-se os valores resultantes de todos os ensaios realizados, indicando na tabela seguinte o resultado da medição (Y) bem como a incerteza expandida (U) absoluta e relativa determinada segundo a expressão (2.10). Apresenta-se ainda o fator de expansão (k) bem como a análise de conformidade do equipamento, relativamente a todos os ensaios realizados, para as três referências anteriormente já indicadas. Apresenta-se a análise de conformidade contabilizando ou não a incerteza de medição.

Ensaio ($Y \pm U$) Un.	Análise de conformidade						Observações	
	Não contabilizando a incerteza			Contabilizando a incerteza				
	[45]	[46]	[42]	[45]	[46]	[42]		
ECQ 4.1.1 Qualidade da Radiação								
1	(0,3 ± 1,5) kV	< 1 kV	≤ 2 kV	≤ 1 kV	< 1 kV	≤ 2 kV	≤ 1 kV	kV = 24,00 kV
	(0,2 ± 2,0) kV	< 1 kV	≤ 2 kV	≤ 1 kV	< 1 kV	≤ 2 kV	≤ 1 kV	kV = 32,00 kV
2	(0,07 ± 0,84) kV	< 0,5 kV	--	≤ 0,5 kV	< 0,5 kV	--	≤ 0,5 kV	
3	(0,33 ± 0,02) mm Al	--	≥ 0,28 mm Al	⁶	--	≥ 0,28 mm Al	⁶	
ECQ 4.1.2 Tempo de Exposição								
1	(0,767 ± 0,006) s	< 2 s	≤ 2 s	≤ 2 s	< 2 s	≤ 2 s	≤ 2 s	
ECQ 4.1.3 Emissão da Radiação								
1	(0,28 ± 0,09) %	--	--	≤ 5%	--	--	≤ 5%	
2	0,02 ± 0,10	--	--	≤ 0,1	--	--	≤ 0,1	
ECQ 4.1.4 Parâmetros Geométricos								
1	(582,00 ± 0,62) mm	> 600 mm	--	≥ 600 mm	> 600 mm	--	≥ 600 mm	
2	Não foram realizadas medições quantitativas.							
ECQ 4.1.5 Grelha Antidifusora								
1	Este ensaio não foi realizado.							
ECQ 4.1.6 Compressão								
1	(175 ± 8) N	130 N	150 N	150 N	130 N	150 N	150 N	Automática
		200 N	200 N	200 N	200 N	200 N	200 N	
	(185 ± 5) N	--	≤ 300 N	< 300 N	--	≤ 300 N	< 300 N	Manual
2	Não foram realizadas medições quantitativas.							

⁶ kV/100 + 0,03 ≤ HVL ≤ kV/100 + C*

Ensaio ($Y \pm U$) Un.	Análise de conformidade						Observações	
	Não contabilizando a incerteza			Contabilizando a incerteza				
	[45]	[46]	[42]	[45]	[46]	[42]		
ECQ 4.1.7 CAE: CR e DDR								
1	(10 ± 23) %	--	--	≤ 5%	--	--	≤ 5%	RSR
2	Este ensaio não foi realizado.							
3	(0,2 ± 0,5) %	--	--	< 10%	--	--	< 10%	VMP
	(3,6 ± 8,7) %	--	--	≤ 10%	--	--	≤ 10%	RSR
4	Este ensaio não foi realizado.							
ECQ 4.1.8 Dose de referência								
		mGy	mGy	mGy	mGy	mGy	mGy	
	(3,32 ± 0,23) mGy	≤ 10	--	--	≤ 10	--	--	40 mm PMMA
	(3,78 ± 0,23) mGy	< 12	--	--	< 12	--	--	45 mm PMMA
	(5,31 ± 0,34) mGy	< 20	--	--	< 20	--	--	50 mm PMMA
1	(0,34 ± 0,07) mGy	--	≤ 1,0	< 1,0	--	≤ 1,0	< 1,0	20 mm PMMA
	(0,43 ± 0,05) mGy	--	≤ 1,5	< 1,5	--	≤ 1,5	< 1,5	30 mm PMMA
	(0,68 ± 0,05) mGy	--	≤ 2,0	< 2,0	--	≤ 2,0	< 2,0	40 mm PMMA
	(0,75 ± 0,05) mGy	--	≤ 2,5	< 2,5	--	≤ 2,5	< 2,5	45 mm PMMA
	(0,95 ± 0,06) mGy	--	≤ 3,0	< 3,0	--	≤ 3,0	< 3,0	50 mm PMMA
	Não se conseguiram obter resultados válidos.	--	≤ 4,5	< 4,5	--	≤ 4,5	< 4,5	60 mm PMMA
		--	≤ 6,5	< 6,5	--	≤ 6,5	< 6,5	70 mm PMMA

Por observação dos dados anteriores, torna-se pertinente evidenciar a problemática indicada nos capítulos anteriores, referente ao impacto da contabilização das incertezas de medição para a análise de conformidade de um determinado parâmetro, relevante para um equipamento de radiodiagnóstico. Assim, a cor verde, na tabela anterior, registam-se os resultados que estão dentro da tolerância definida nas referências e a cor encarnada indicam-se os resultados não conformes, de acordo com as tolerâncias indicadas.

Pelo que se registou na seção 4.3 - **Quantificação das Grandezas de Influência e Determinação das Incertezas de Medição**, a maior contribuição para a incerteza de medição, em cada ensaio, prende-se com o EMA do detetor utilizado nas medições e/ou

com a tolerância especificada pelo fabricante do equipamento, relativamente a determinados parâmetros. É de referir que o detetor utilizado nas medições é, atualmente, no mercado, o mais adequado ao CQ de equipamentos de radiodiagnóstico.

No ensaio **ECQ 4.1.1.1**, onde se avalia a exatidão da tensão, é necessário referir ainda que o valor da incerteza associada à especificação do fabricante para o valor da tensão do equipamento, juntamente com o EMA do detetor utilizado, excedem por si só a tolerância indicada no Decreto-Lei – ver Tabela 4.5.

Relativamente ao ensaio **ECQ 4.1.7**, onde o processo de avaliação da conformidade do CAE recorria à análise da imagem obtida, a maior contribuição para a incerteza de medição advém do desvio-padrão das várias medições. Esta contribuição poderia ser reduzida aumentando o número de exposições, de forma a ser obtida uma maior amostra. No entanto, em termos práticos, nas unidades clínicas, a digitalização da imagem radiográfica torna-se um processo demorado, que gasta recursos e instrumentação que nem sempre está disponível durante o tempo desejado. Apenas forçando as unidades clínicas, através de regulamentação adequada, será possível implementar as boas práticas aqui definidas.

Uma vez que a avaliação dos parâmetros geométricos, nomeadamente da distância foco-recetor de imagem (**ECQ 4.1.4.1**), se torna um elemento fundamental para a determinação de outros resultados, como os aspetos relacionados com a dosimetria do paciente (**ECQ 4.1.8**), seria pertinente utilizar-se outro instrumento, com maior exatidão, para a avaliação deste parâmetro. Para além disso, o ponto focal indicado pelo fabricante, no encapsulamento da ampola, tem uma incerteza associada a esta marcação que, no manual do equipamento em causa, não era indicada.

Relativamente ao ensaio **ECQ 4.1.6.1**, onde se avalia a força de compressão automática do equipamento, a dispersão de resultados constitui mais de 50% para a incerteza de medição pelo que, seria pertinente fazer-se um estudo mais elaborado no sentido de perceber a necessidade efetiva de se realizarem mais medições neste ensaio ou se, por outro lado, o sistema de força de compressão automática do equipamento, necessitava de algum ajuste.

No entanto, a componente da repetibilidade das medições é, de maneira geral, bastante pequena, fase à incerteza combinada em cada ensaio, pelo que se pode concluir que, o procedimento indicado na seção 4.1 deste trabalho, deve constituir uma referência nos ensaios de CQ em radiodiagnóstico. Apesar disto, este estudo deverá ser estendido a outros equipamentos, variando marca e modelo, de forma a validar, de forma mais exata, todas estas conclusões.

5

A Incerteza nos Ensaios de CQ em Tomografia Computorizada

5.1 Os Ensaios de Controlo de Qualidade

A evolução tecnológica que os equipamentos de CT têm sofrido nos últimos anos tem sido possivelmente a mais perceptível e impressionante evolução comparando com os restantes equipamentos de raios X utilizados em radiodiagnóstico [42]. Atualmente, para um único exame, podem ser escolhidos vários protocolos, com diferenças na dosimetria e na qualidade da imagem.

De forma a não tornar o estudo demasiado exaustivo, e porque no capítulo 4 – **A Incerteza nos Ensaios de CQ em Mamografia Digital** já foi avaliada a incerteza na medição dos ensaios relativos à qualidade do feixe, parâmetros geométricos, compressão, CAE e dosimetria, neste capítulo apenas serão estudados os ensaios relativos à qualidade da imagem em Tomografia Computorizada.

Apresentam-se, mais uma vez, os critérios mínimos de aceitabilidade dos equipamentos radiológicos, descritos no anexo IV do Decreto-Lei n.º 180/2002, de 8 de agosto (DL n.º 180) [45]. No entanto, face à evolução tecnológica aplicam-se, no âmbito deste trabalho, também os critérios descritos na publicação da Comissão Europeia *Radiation Protection n.º 162* de 2012 (EC RP n.º 162) [46] e na publicação das Sociedades Espanholas de Física Médica, de Proteção Radiológica e de Radiologia Médica *Protocolo Español De Control De Calidad en Radiodiagnóstico* de 2011 (PECCRD) [42], constituindo este documento uma referência principalmente ao nível dos procedimentos.

	DL n.º 180 (2002) [45]	EC RP n.º 162 (2012) [46]	PECCRD (2011) [42]
ECQ 5.1.1 Qualidade da Imagem			
5.1.1.1 Ruído da Imagem	Desvio-padrão das medições dos #CT na região central $\leq 20\%$ do valor de referência	Desvio dos #CT $\leq 15\%$ do valor de referência	Desvio dos #CT $\leq 20\%$ do valor de referência
5.1.1.2 Uniformidade espacial do #CT	Desvio-padrão das medições dos #CT no centro e em torno da periferia $\leq 1,5\%$	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Desvio do #CT da água ($\varnothing \leq 200$ mm) ≤ 10 HU do valor de referência deste material ▪ Desvio do #CT da água ($\varnothing > 200$ mm) ≤ 20 HU do valor de referência deste material 	Desvio $< \pm 5$ HU

	DL n.º 180 (2002) [45]	EC RP n.º 162 (2012) [46]	PECCRD (2011) [42]
5.1.1.3 Valor do #CT para materiais de diferentes densidades	Desvio-padrão dos #CT para a média das medições na região de interesse: < 5% ou ± 20 HU para qualquer material	Desvio-padrão do #CT da água ($\emptyset \leq 300 \text{ mm}$) $\leq 10 \text{ HU}$	Desvio-padrão dos #CT para a média das medições na região de interesse: < ± 20 HU para ar em água < ± 20 HU para teflon < ± 6 HU para PMMA < ± 5 HU para poliestireno < ± 4 HU para água
5.1.1.4 Resolução de alto contraste (resolução espacial)	$ MTF 50\% - \text{valor de referência a } 50\% \leq 20\%$ do valor de referência a 50%	< máximo de 10% ou 5 pl/cm do valor de referência especificado pelo fabricante	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Resolução normal: $\geq 6 \text{ pl/cm}$ ▪ Alta resolução: $\geq 10 \text{ pl/cm}$

	DL n.º 180 (2002) [45]	EC RP n.º 162 (2012) [46]	PECCRD (2011) [42]
5.1.1.5 Resolução de baixo contraste (limiar de contraste)	Devem ser visíveis objetos de poliestireno com 3,5 mm de Ø inseridos num fantoma uniforme de água	---	Devem ser visíveis objetos de Ø = 3,5 mm e 3% de contraste
5.1.1.6 Dimensão do pixel e linearidade espacial	---	---	---

Detalham-se de seguida os vários procedimentos e materiais envolvidos nos testes de qualidade de imagem presentes no CQ dos equipamentos de Tomografia Computorizada. Em termos práticos, aquando de um exercício de CQ, apenas são obtidas e registadas as imagens, sendo posteriormente analisadas com um *software* adequado, em laboratório, uma vez que este é um processo moroso. No entanto, sempre que possível, são registados alguns parâmetros relevantes fornecidos pelo *software* do cliente.

ECQ 5.1.1 Qualidade da Imagem

Objetivo: Os parâmetros que determinam a qualidade da imagem devem garantir que esta está adequada em relação ao propósito para a qual foi realizada. Assim, pretende-se que a imagem demonstre a presença, ou não, da patologia, e se identifiquem estruturas anatómicas que sejam relevantes para a sua deteção, localização e diagnóstico diferencial.

Material: Fantoma de qualidade de imagem para Tomografia Computorizada (e.g. *Catphan 600*), *software* do equipamento e/ou *software* de análise da imagem CT.

5.1.1.1 Ruído da Imagem

Método: 1) No módulo do fantoma referente à uniformidade espacial, realizar no mínimo 5 medições com uma ROI de 500 mm² na zona central do fantoma. Indicar para cada medição o #CT e o desvio-padrão, σ , fornecido pelo *software*.

2) Calcular a média e o desvio-padrão de cada uma das grandezas indicadas na medição anterior.

3) Calcular o ruído como uma percentagem do σ do #CT (σ é medido em unidades HU) em relação à escala absoluta destas unidades (1000). Para isso divide-se o σ pela diferença entre o #CT da água e do ar (assumindo como sendo de 1000 HU) e multiplica-se por 100 de forma a expressá-lo em percentagem, como indicado na expressão (5.1):

$$Ruído (\%) = \frac{\sigma}{1000} \cdot 100 \quad (5.1)$$

5.1.1.2 Uniformidade espacial do #CT

Método: 1) No módulo do fantoma referente à uniformidade espacial, com uma ROI de 500 mm², realizar uma medição do #CT na região central da imagem, e um conjunto de medições em torno da periferia, num mínimo de 4 posições do fantoma, a 10 mm do limite, tal como ilustrado na Figura 5.1.

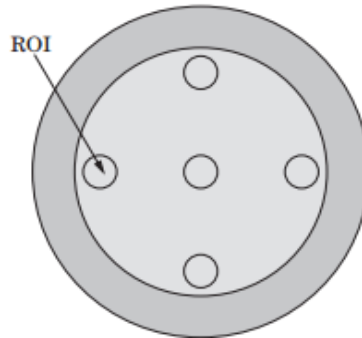


Figura 5.1 - Ilustração da definição das ROIs mínimas para avaliação da uniformidade espacial do #CT: posição central e quatro periféricas [47].

2) Registrar o valor médio do #CT obtido e o respetivo σ , valores fornecidos pelo *software*, correspondendo a cada ROI considerada.

3) Calcular o desvio do #CT de cada uma das posições periféricas em relação ao #CT da região central (posição de referência). De forma a expressar o resultado em percentagem, utiliza-se a expressão seguinte:

$$Erro (\%) = \frac{|\#CT_i - \#CT_{Central}|}{\#CT_{Central}} \cdot 100 \quad (5.2)$$

5.1.1.3 Valor do #CT para materiais de diferentes densidades

Método: 1) No módulo do fantoma constituído por materiais de diferentes densidades, realizar no mínimo 5 medições da ROI dentro do material em causa, suficientemente pequena, de forma a não sofrer influência do fundo, e registar os valores fornecidos pelo *software* referentes ao #CT e σ no interior de cada material.

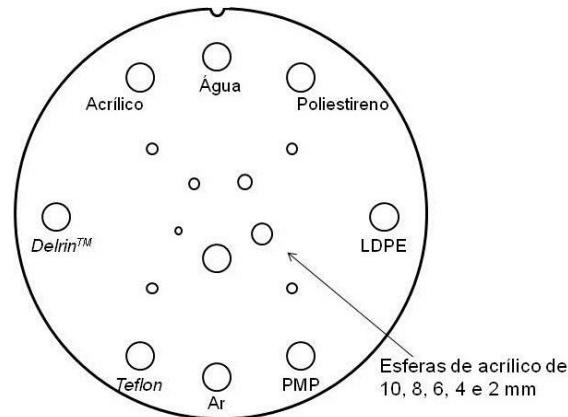


Figura 5.2 - Ilustração das estruturas no fantoma de qualidade de imagem para avaliação do #CT de materiais de diferentes densidades [48].

- 2) Calcular, para cada material, a média e o desvio-padrão de cada uma das grandezas indicadas na medição anterior.
- 3) Determinar a diferença entre $\#CT_{médio}$ obtido, e os correspondentes aos materiais de referência indicados na Tabela 5.1. De notar que estes valores foram retirados do manual do fabricante do fantoma *Catphan 600* [48], utilizado nos ensaios práticos.

Material		#CT _{nominal} _{médio}
Ar	-1046 : -986	-1016
PMP	-200 : -172	-186
LDPE	-121 : -87	-104
Poliestireno	-65 : -29	-47
Água	-7 : +7	0
Acrílico	+92 : +137	+115
Delrin	+344 : +387	+366
Teflon	+941 : +1060	+1000

Tabela 5.1 - Indicação do #CT nominal para cada tipo de material presente no fantoma de qualidade de imagem. Estes são os valores máximos e mínimos, medidos a partir de uma amostra de 94 scans, usando diferentes protocolos, segundo indicação do fabricante [48].

5.1.1.4 Resolução de alto contraste (resolução espacial)

A resolução espacial define-se como a frequência espacial (pl/mm) a que a Função de Transferência de Modulação (*Modulation Transfer Function*, MTF) cai para 50%, 10% e 2%. Se a avaliação se realiza por intermédio de um fantoma de pares de linhas, o último grupo de pares de linhas resolúvel (Figura 5.3) com um grau de separação aceitável e sem distorção, corresponde, por norma, a 2% da MTF.

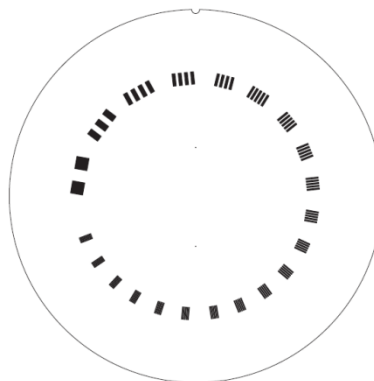


Figura 5.3 - Ilustração das estruturas pontuais no fantoma de qualidade de imagem para avaliação da resolução de alto contraste [48].

A abordagem preferencial, e objeto deste procedimento, corresponde à determinação da MTF sendo que existem várias formas de a determinar. Alguns equipamentos dispõem de funções específicas para determinar a MTF automaticamente, aplicando-se, neste caso, o primeiro procedimento em

continuação. Noutros é necessário extrair a informação numérica do equipamento de TC e trabalhá-la de acordo com o segundo procedimento.

Pares de linhas (cm)	Espaçamento	Pares de linhas (cm)	Espaçamento
1	0,500 cm	11	0,045 cm
2	0,250 cm	12	0,042 cm
3	0,167 cm	13	0,038 cm
4	0,125 cm	14	0,036 cm
5	0,100 cm	15	0,033 cm
6	0,083 cm	16	0,031 cm
7	0,071 cm	17	0,029 cm
8	0,063 cm	18	0,028 cm
9	0,056 cm	19	0,026 cm
10	0,050 cm	20	0,025 cm
		21	0,024 cm




Figura 5.4 - Indicação do espaçamento entre estruturas para cada conjunto de p/1cm [48].

Método:

- 1) No módulo do fantoma referente à avaliação da resolução de alto contraste obter a imagem de uma estrutura pontual.
- 2) Caso o equipamento permita determinar automaticamente os valores de MTF da estrutura pontual, obter os respetivos valores da largura da função para 50%, 10% e 2% da sua altura (Figura 5.5).

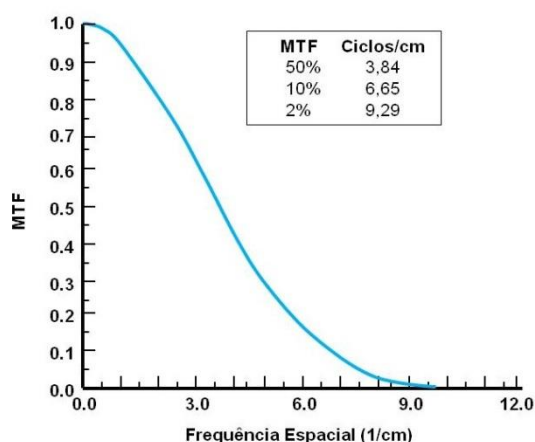


Figura 5.5 - Gráfico da Função de Modulação de Transferência, MTF [48].

Caso o equipamento não permita a obtenção automática dos valores de MTF, estes poderão ser determinados mediante o segundo procedimento em continuação.

1) No módulo do fantoma referente à avaliação da resolução de alto contraste, obter a imagem de uma estrutura pontual.

2) Com recurso ao *software* do equipamento, obter a informação numérica da área circundante da estrutura pontual, isto é, a Função de Distribuição Pontual (*Point Spread Function*, PSF).

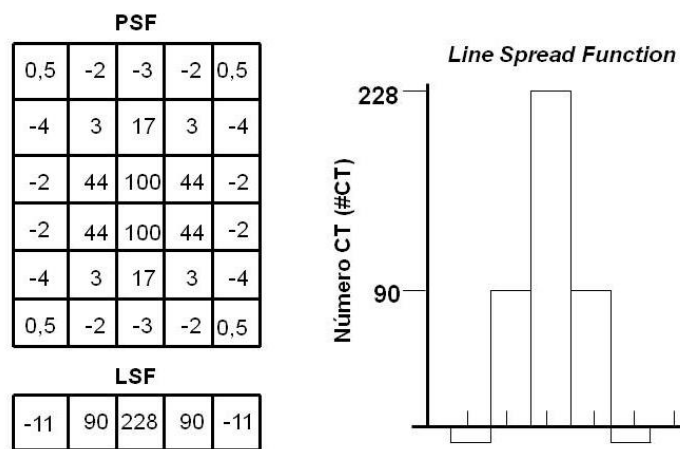


Figura 5.6 - Representação da PSF e LSF [48].

3) Realizar um conjunto de 5 aquisições, repetindo os pontos anteriores.

4) Calcular a média das 5 matrizes de forma a obter a respetiva PSF média.

5) Determinar a matriz bidimensional (*Line Spread Function*, LSF) dos #CT devido à estrutura pontual. A Figura 5.6 mostra como, através da soma dos números das colunas, eixo *yy*, da PSF, se obtém a LSF para o eixo *xx*.

6) A curva MTF (Figura 5.5) é determinada através da transformada de Fourier dos dados da LSF.

5.1.1.5 Resolução de baixo contraste (limiar de contraste)

A detetabilidade a baixo contraste depende do ruído da imagem, que por sua vez, depende da dose e da espessura de corte, e do filtro de reconstrução empregue. Geralmente expressa-se como o diâmetro mínimo observável, para

um dado valor de contraste. Por vezes, expressa-se ao contrário, como o mínimo valor de contraste detetável para um valor de diâmetro predefinido.

Método: 1) Para definir os níveis de contraste nominais, no módulo do fantoma referente à avaliação da resolução de baixo contraste, realizar uma ROI de cerca de 40 mm² no interior da estrutura de maior diâmetro para cada conjunto de contraste e registar o #CT e o σ , fornecido pelo *software*, bem como do fundo adjacente a cada estrutura. Deve ter-se especial cuidado para não aproximar muito a ROI da fronteira do material com o fundo.

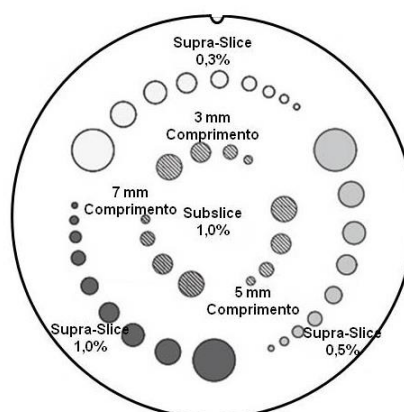


Figura 5.7 - Ilustração das estruturas no fantoma de qualidade de imagem para avaliação da resolução de baixo contraste [48].

2) Realizar um conjunto de 5 aquisições repetindo o ponto 1). A carga deve ser monitorizada entre as várias aquisições de forma a serem garantidas as condições de repetibilidade.

3) Calcular a média do #CT para cada conjunto de estruturas.

4) Calcular o contraste nominal para cada conjunto de estruturas, expressando-se este como uma percentagem da diferença entre o #CT da estrutura e do fundo, em relação à escala absoluta destas unidades (1000 HU) e multiplicar por 100 de forma a expressar o resultado em percentagem, tal como indicado na expressão (5.3):

$$\text{Contraste nominal (\%)} = \frac{\#CT_{Estrutura} - \#CT_{Fundo}}{1000} \cdot 100 \quad (5.3)$$

5) Por observação, registar para cada conjunto o diâmetro da última estrutura discernível. Os resultados expressam-se como o diâmetro da última estrutura discernível, para o respetivo valor de contraste nominal medido, (e.g. 5 mm diâmetro @ 0,3% contraste).

5.1.1.6 Dimensão do pixel e linearidade espacial

Método: 1) No módulo do fantoma constituído por materiais de diferentes densidades, medir as distâncias (horizontal e vertical) entre os centros de cada um dos 4 círculos, presentes para o efeito, com espaçamento de 50 mm entre eles, como indicado na Figura 5.8.

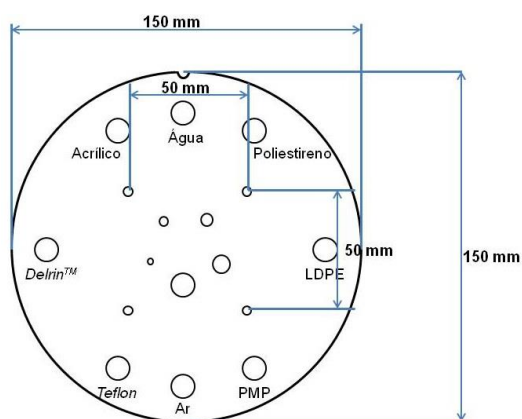


Figura 5.8 - Ilustração das estruturas no fantoma de qualidade de imagem para avaliação da linearidade espacial e tamanho de pixel [48].

2) Através do *software*, registar o pixel correspondente à posição final e inicial do segmento de reta que une o centro das estruturas e, desta forma, obter o número de pixels correspondentes às distâncias medidas em 1) e calcular a dimensão do pixel através da seguinte expressão:

$$\text{Dimensão do Pixel } (X \times Y) = \frac{\text{Distância Medida}_{X_{\text{média}}}}{N.^{\circ} \text{ de pixels}_{X_{\text{médio}}}} \times \frac{\text{Distância Medida}_{Y_{\text{média}}}}{N.^{\circ} \text{ de pixels}_{Y_{\text{médio}}}} \quad (5.4)$$

onde as médias em X e Y são as médias resultantes das duas medições (horizontal e vertical), realizadas em 1).

3) Medir as distâncias (horizontal e vertical) do diâmetro do fantoma.

4) Repetir o ponto 2) para as distâncias medidas em 3).

5) Avaliar a linearidade espacial através da determinação do desvio entre o tamanho do pixel obtido em 2) e 4).

5.2 Condições Experimentais

A componente experimental deste trabalho foi realizada em unidades de saúde parceiras do Instituto de Soldadura e Qualidade, aquando da verificação anual, prevista na legislação nacional, e obrigatória para os equipamentos de radiodiagnóstico. Os dados recolhidos, e que servirão de objeto de estudo, foram registados de um equipamento da marca *GE Medical Systems*, modelo *HiSpeed FX/i*. De acordo com o manual do equipamento [49], a ampola funciona com uma tensão máxima de 140 kV, sendo a tensão mínima de funcionamento do equipamento de 80 kV. A gama da intensidade da corrente permitida pelo equipamento é de 20 a 350 mA. A ampola possui uma filtração inerente de 6,2 mm de Al, indicada pelo fabricante.

O posto de disparo localizava-se fora da sala onde se encontrava o equipamento, estando a unidade de comando instalada numa sala adjacente de onde era possível visualizar o equipamento, através de um vidro com uma blindagem equivalente a, pelo menos, 0,5 mm de chumbo. A instalação onde se encontra o equipamento de raios X dispõe de sinalização luminosa e acústica indicadora da emissão de radiação.



Figura 5.9 – Equipamento e aparato experimental para as medições relativas ao CQ da imagem em Tomografia Computorizada.

Para medir os diversos parâmetros dos ensaios relativos à qualidade da imagem, utilizou-se o fantoma *Catphan 600* com 5 módulos distintos que permitem a avaliação dos diversos parâmetros da imagem, tal como se pode ver na figura seguinte:

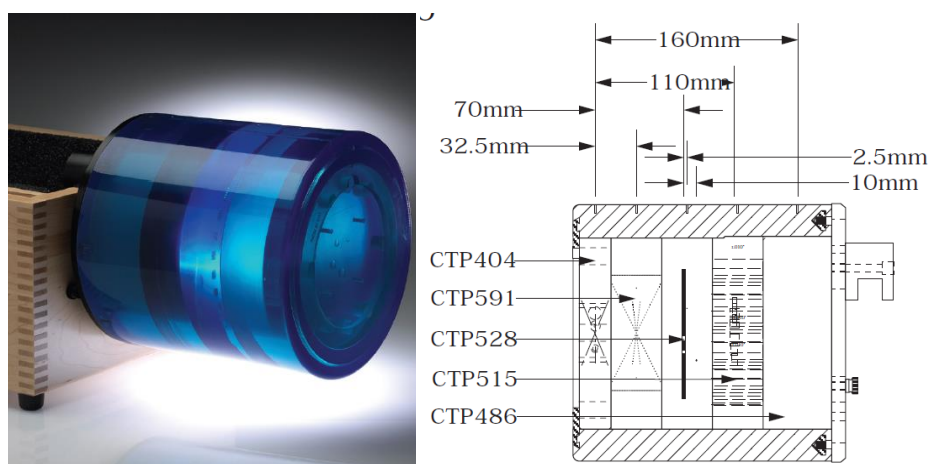


Figura 5.10 - Objeto de teste *Catphan 600* constituído por 5 módulos para avaliação de diversos parâmetros relativos à qualidade da imagem (esq.). Vista de cima do objeto de teste *Catphan 600* onde são visíveis os 5 módulos diferentes (dir.) [48].

CTP404	Módulo para avaliação da sensitometria e tamanho do pixel
CTP591	Módulo para avaliação do alinhamento
CTP528	Módulo para avaliação de alta resolução
CTP515	Módulo para avaliação do baixo contraste
CTP486	Módulo para avaliação da uniformidade da imagem

Tal como referido anteriormente, não há obrigatoriedade, segundo a legislação existente, de calibrar/verificar periodicamente objetos de teste. No entanto, segundo a informação fornecida pelo fabricante, este instrumento obedece às normas de construção IEC 61223-3-5:2004, IEC 61223-3-6:2006 e IEC 60601-2-44:2009, documentos esses onde vêm descritos os requisitos de construção para equipamentos que permitam a avaliação, em testes de rotina, da imagem em TC.

Para análise das imagens obtidas, recorreu-se ao *software Weasis* versão 1.2.8.

5.3 Quantificação das Grandezas de Influência e Determinação das Incertezas de Medição

À semelhança do seção 4.2, as incertezas calculas aos longo do trabalho seguem o método indicado no GUM [9] e descrito na seção 2.1.3 **Avaliação da Incerteza de Medição – Método do GUM** do presente trabalho.

Recorreu-se ao manual do fantoma *Catphan 600* [48], utilizado para a análise da qualidade das imagens radiográficas em TC, de forma a estudar as especificações do fabricante relativamente aos diversos módulos do fantoma. Os ensaios relativos à qualidade da

imagem recorreram à utilização do *software* indicado anteriormente. De forma a facilitar a análise dos resultados foi necessário, primeiramente, calcular o tamanho do pixel e assim estabelecer o número de pixéis que estão presentes nas ROIs consideradas, com uma determinada área. Assim, traçou-se um segmento de reta, com um determinado comprimento, indicado pelo *software* e registou-se o pixel correspondente à posição inicial e final. A dimensão do pixel foi obtida realizando este procedimento para as duas direções (x e y), calculando o quociente entre o comprimento do segmento e o número de pixéis. Obteve-se como resultado:

Dimensão do pixel (X · Y) = 0,49 mm · 0,49 mm

Área do pixel = 0,24 mm²

De referir ainda que o *software*, para cada ROI, tinha a opção de indicar o VMP (no *software* indicado por “Mean”) relacionado com o valor médio dos pixéis, o desvio-padrão resultante desta medição (no *software* indicado por “StDev”), ambos em unidades de HU, o diâmetro e ainda a área da ROI considerada em *mm* e *mm²*.

De seguida mostram-se os ensaios de CQ definidos na seção **5.1 – Os Ensaios de Controlo de Qualidade** e identificados segundo essa sequência como **ECQ 5.1.1.X**. O registo das diversas medições, e os BIs associados encontram-se em detalhe nos anexos E.2 e F.2, respetivamente.

ECQ 5.1.1 Qualidade da Imagem

ECQ 5.1.1.1 Ruído da Imagem

Tal como indicado no procedimento, traçaram-se 5 ROIs na zona central da imagem, tal como indica a figura seguinte.

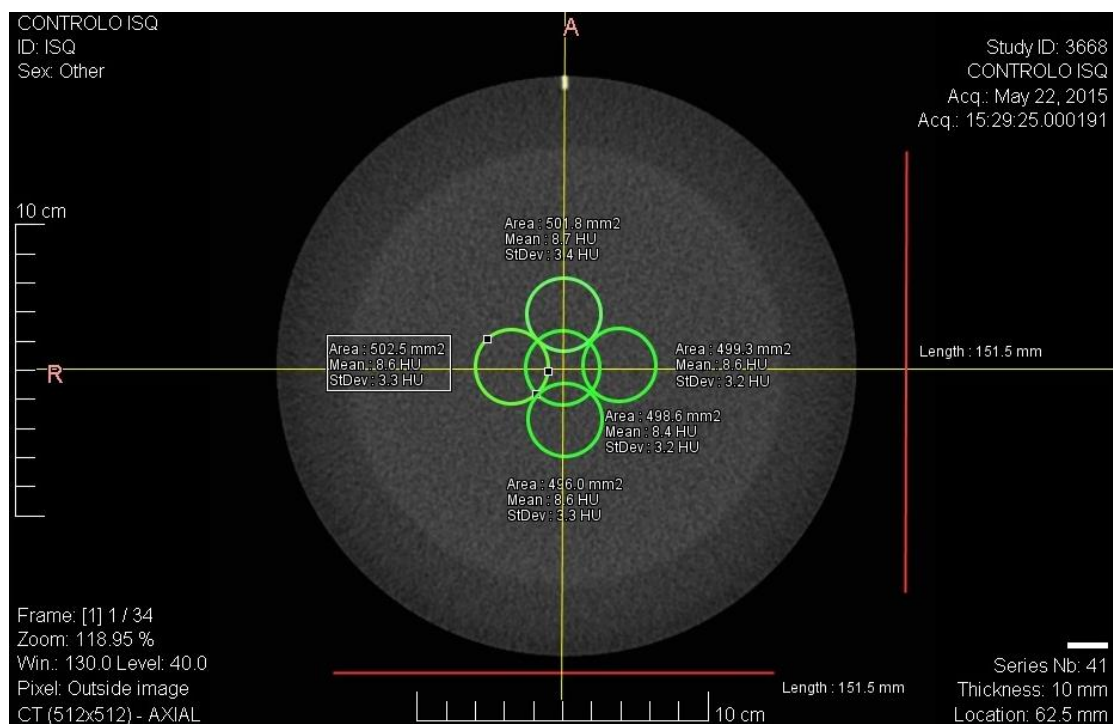


Figura 5.11 - Vista do *software Weasis* com imagem ilustrativa da avaliação do ruído da imagem (ECQ 5.1.1.1).

Por análise da expressão (5.1) concluiu-se que existem duas variáveis em causa nesta medição: uma relacionada com o desvio-padrão das medições, σ , e outra referente ao #CT referente à escala absoluta da unidade HU.

Referente ao parâmetro σ há duas fontes de incerteza do tipo A a considerar, relacionada com a dispersão das leituras da medição. Uma dessas componentes está relacionada com o facto do valor *StDev* indicado pelo *software* ser ele próprio uma média do número de pixéis existentes na região considerada - repetibilidade. A outra fonte de incerteza está relacionada com o desvio padrão da dispersão de valores de *StDev* das 5 ROIs consideradas - reprodutibilidade. A outra componente, do tipo B, está relacionada com a resolução dos valores registados. A outra fonte de incerteza, que afeta a grandeza relacionada com o #CT da água, está relacionada com as tolerâncias existentes no processo de construção do fantoma. Os valores registados são:

Desvio Padrão das Medições, $\sigma = 3,3 \text{ HU}$

Número CT da água, $\#CT_{\text{água}} = 1000,0 \text{ HU}$

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (HU)	N.º medi.	$u(x_i)$ (HU)	c_i (%/HU)	u_i^2 [$c_i \cdot u(x_i)$] ² (% ²)	v_i	% da comp.
σ	Dispersão das leituras na medição - Repetibilidade	A / normal, 1,00	3,28	2115	0,07	1E-01	5E-05	2114	65,6%
	Dispersão das medições - Reprodutibilidade	A / normal, 1,00	0,04	5	0,02		4E-06	4	5,2%
	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03		8E-06	∞	10,7%
$\#CT_{\text{água}}$	Processo de construção do fantoma	B / retangular, $\sqrt{3}$			11,55	-3E-04	1E-05	∞	18,5%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,01\%$

Fator de expansão, $k = 2,00$

$v_{\text{eff}} = 1E03$

Incerteza expandida, $U = 0,02\%$

Tabela 5.2 - Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do ruído da imagem (ECQ 5.1.1.1).

ECQ 5.1.1.2 Uniformidade espacial do #CT

Tal como indicado no procedimento, traçaram-se 5 ROIs, uma no centro e 4 em torno da periferia, tal como indica a figura seguinte.

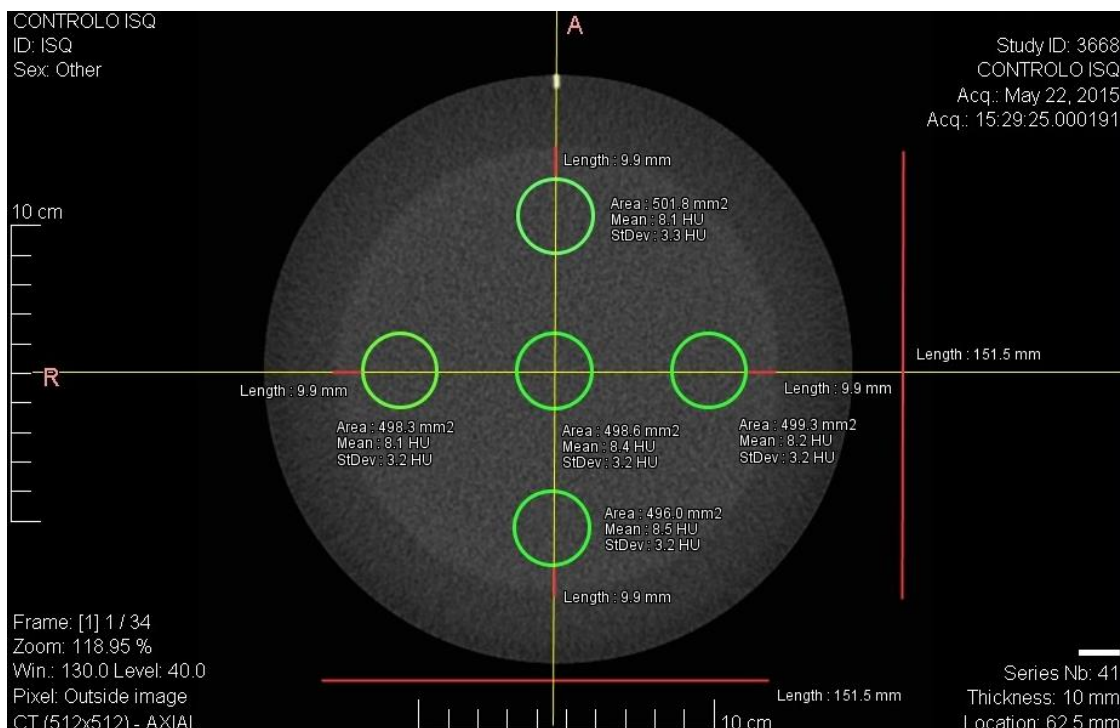


Figura 5.12 - Vista do software Weasis com imagem ilustrativa da avaliação da uniformidade espacial do #CT (ECQ 5.1.1.2).

Por análise da expressão (5.2) concluiu-se que existem duas variáveis em causa nesta medição, as duas com iguais fontes de incerteza. As mensurandas a considerar são o valor médio do #CT indicado na região central, $\#CT_{\text{Central}}$, e #CT da região com maior desvio em

relação ao valor de referência (central). Este valor corresponde à ROI situada na posição Oeste, $\#CT_{Oeste}$. As fontes de incerteza a considerar são, do tipo A, a dispersão das leituras de medição e, do tipo B, a resolução dos valores indicados pelo *software*. Registaram-se os seguintes valores, para as mensurandas em causa:

Número CT da posição central, $\#CT_{Central} = 8,29 HU$

Número CT da posição oeste, $\#CT_{Oeste} = 8,11 HU$

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (HU)	N.º medi.	$u(x_i)$ (HU)	u_i^2 $[u(x_i)]^2$ (HU) ²	ν_i	% da comp.
$\#CT_{Oeste}$	Dispersão das leituras de medição - Repetibilidade	A / normal, 1,00	3,2	2098	0,07	0,005	2097	42,0%
	Resolução do <i>software</i>	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03	0,001	∞	7,4%
$\#CT_{Central}$	Dispersão das leituras de medição - Repetibilidade	A / normal, 1,00	3,2	2099	0,07	0,005	2097	43,3%
	Resolução do <i>software</i>	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03	0,001	∞	7,4%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,11 HU$

Fator de expansão, $k = 2,00$

$\nu_{eff} = 6E03$

Incerteza expandida, $U = 0,21 HU$

Tabela 5.3 - Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação da uniformidade espacial do #CT (ECQ 5.1.1.2).

O Decreto-Lei n.º 180/2002, de 8 de agosto, apresenta a tolerância em termos percentual pelo que foi necessário realizar um BI adicional, encontrando-se este detalhado no anexo F.2.

ECQ 5.1.1.3 Valores do #CT para materiais de diferentes densidades

Para cada material, traçaram-se 5 ROIs de cerca de 50 mm², tentando não aproximar a ROI do fundo. A Figura 5.13 ilustra o procedimento realizado:

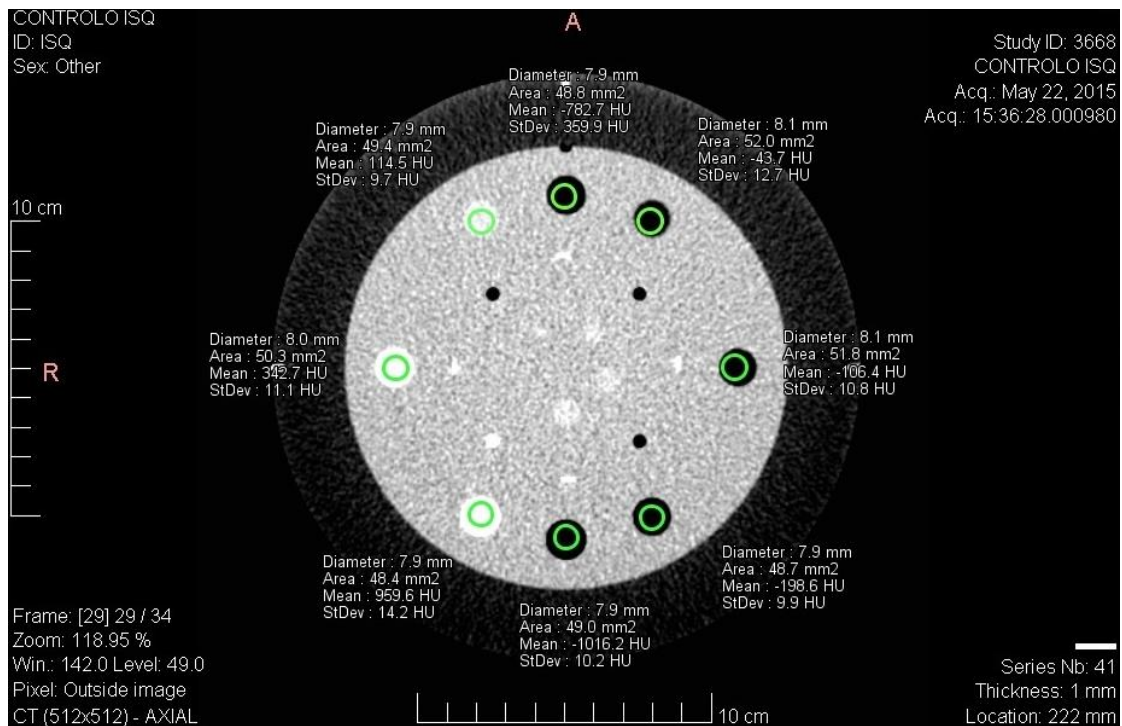


Figura 5.13 - Vista do *software Weasis* com imagem ilustrativa da avaliação do #CT para materiais de diferentes densidades (ECQ 5.1.1.3).

Para cada material, realizou-se uma série de medições, calculando de seguida a incerteza associada a cada medição num BI diferente. As fontes de incerteza a considerar no processo de medição são, do tipo A, a repetibilidade e reprodutibilidade das medições, relacionadas com o desvio padrão experimental da média, e do tipo B, a resolução do *software* e o processo de construção do fantoma. Esta última fonte de incerteza está relacionada com as tolerâncias de fabrico do fantoma, tal como indicado na Tabela 5.1, sendo que esta tolerância varia consoante o material a considerar. Para além disso, de referir que, uma vez que o fabricante apenas indica os valores máximos e mínimos dos números CT que podem ser obtidos com o módulo daquele fantoma, a distribuição a considerar foi do tipo retangular, maximizando desta forma a incerteza de medição. Apresenta-se, como material de exemplo, o acrílico:

$$\text{Número CT do acrílico, } \#CT_{\text{Acrílico}} = 114,9 \text{ HU}$$

Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (HU)	N.º medi.	$u(x_i)$ (HU)	u_i^2 $[u(x_i)]^2$ (HU) ²	ν_i	% da comp.
Dispersão das leituras de medição - Repetibilidade	A / normal, 1,00	9,5	208	0,66	0,432	207	0,3%
Dispersão das medições - Reprodutibilidade	A / normal, 1,00	0,4	5	0,19	0,035	4	0,0%
Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03	0,001	∞	0,0%
Processo de construção do fantoma	B / retangular, $\sqrt{3}$			12,99	168,750	∞	99,7%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 13,01$ HU
 Fator de expansão, $k = 2,00$ $\nu_{\text{eff}} = 2E07$
 Valor da incerteza expandida, $U = 26$ HU

Tabela 5.4 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do valor do #CT do material acrílico (ECQ 5.1.1.3).

ECQ 5.1.1.4 Resolução de alto contraste (resolução espacial)

Para avaliação da resolução de alto contraste seguiram-se duas abordagens diferentes, uma vez que as grandezas indicadas nas tolerâncias das referências indicadas anteriormente são distintas. Relativamente à avaliação da MTF, apesar do *software Weasis* não permitir a extração numérica deste valor, aproveitaram-se os valores indicados pelo *software* do cliente, correspondendo os números de referência aos indicados na Figura 5.5. Registaram-se os valores, segundo o *software* do cliente, para a MTF a 50%:

Valor da MTF a 50% = 3,66

Neste caso, a única fonte de incerteza a considerar é a resolução do valor indicado pelo *software* uma vez que não há outra informação de relevância sobre a medição.

Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão	N.º medi.	$u(x_i)$	u_i^2 $[u(x_i)]^2$	ν_i	% da comp.
Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,003	8E-06	∞	100%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,003$
 Fator de expansão, $k = 2,00$ $\nu_{\text{eff}} = 9E99$
 Incerteza expandida, $U = 0,01$

Tabela 5.5 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do valor da MTF a 50% (ECQ 5.1.1.4).

Foi feito um procedimento semelhante para o valor da MTF a 10%.

Por se tratar de um método subjetivo, para a avaliação da resolução de alto contraste, através da observação do conjunto das últimas linhas resolúvel com um grau de visualização aceitável e sem distorção, foi necessário realizar um estudo no sentido de quantificar a incerteza devida ao facto da avaliação poder ser feita por diferentes operadores. Questionaram-se 15 pessoas não treinadas neste tipo de avaliação, de forma a maximizar a incerteza, no sentido de que avaliassem o número de estruturas visíveis. De notar que, este teste foi feito utilizando o mesmo ecrã, não variando parâmetros como a luminosidade, tanto do computador como da sala, feitas então estas medições nas mesmas condições. Para além desta fonte de incerteza, do tipo A, relacionada com a dispersão dos valores registados pelos observadores, há ainda uma outra componente, do tipo B, relacionada com as especificações do fabricante quanto ao espaçamento entre as estruturas. Registou-se o valor médio do número de estruturas visíveis, correspondendo esse número a um espaçamento de pl/cm definido pelo fabricante, tal como indicado na Figura 5.4.

$N.º$ de estruturas visíveis = 7

Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (pl/cm)	N.º medi.	$u(x_i)$ (pl/cm)	u_i^2 $[u(x_i)]^2$ (pl/cm) ²	v_i	% da comp.
Dispersão das leituras	A / normal, 1,00	0,70	15	0,18	0,03	14	28,4%
Processo de construção do fantoma	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,29	0,08	∞	71,6%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,34$ pl/cm

Fator de expansão, $k = 2,01$

$v_{\text{eff}} = 2E02$

Incerteza expandida, $U = 0,69$ pl/cm

Tabela 5.6 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do número máximo de estruturas visíveis sem distorção (ECQ 5.1.1.4).

ECQ 5.1.1.5 Resolução de baixo contraste (limiar de contraste)

Para avaliação da resolução de baixo contraste seguiram-se novamente duas abordagens diferentes: uma dessas abordagens permite definir o contraste nominal, tal como indica a expressão (5.3), a outra está relacionada com o diâmetro da última estrutura discernível.

Para a definição do contraste nominal, seguiu-se o procedimento e, para cada conjunto de *Supra-Slice*, realizaram-se 5 ROIs, no interior e no fundo, da estrutura de maior diâmetro, tal como ilustrado na Figura 5.14.

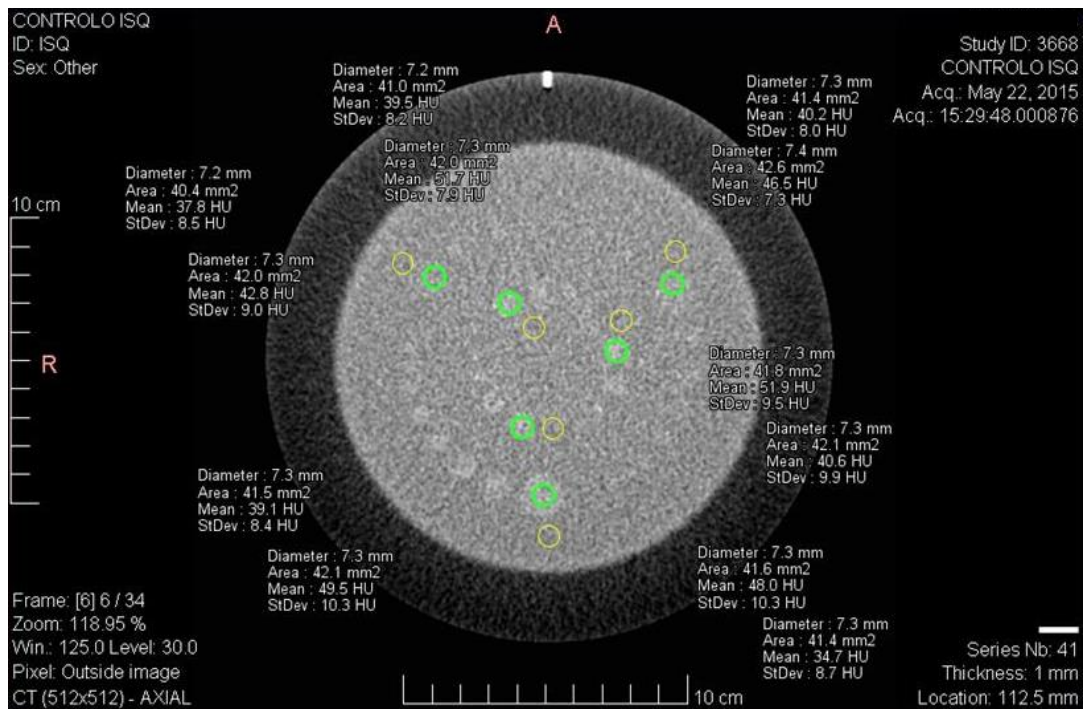


Figura 5.14 – Vista do software *Weasis* com imagem ilustrativa da avaliação do contraste nominal (ECQ 5.1.1.5).

As duas grandezas a considerar são o #CT médio da estrutura, $\#CT_{Estrutura}$, e o #CT médio do fundo, $\#CT_{Fundo}$. As grandezas de influência a considerar para as duas mensurandas são semelhantes e já estudadas noutros ensaios. Define-se então a repetibilidade e reprodutibilidade das medições, tipo A, e a resolução dos valores indicados pelo software, tipo B. Registaram-se os seguintes valores para o conjunto de estruturas *Supra-Slice* 1,0%:

$$\#CT_{Estrutura} = 48,3 \text{ HU}$$

$$\#CT_{Fundo} = 34,4 \text{ HU}$$

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (HU)	N.º medi.	u(x _i) (HU)	c _i (%/HU)	u _i ² [c _i .u(x _i)] ² (%) ²	v _i	% da comp.
#CT _{Estrutura}	Dispersão das leituras de medição - Repetibilidade	A / normal, 1,00	9,7	175	0,73	-0,1	5E-03	174	53,6%
	Dispersão das medições - Reprodutibilidade	A / normal, 1,00	0,5	5	0,22		5E-04	4	5,1%
	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03		8E-06	∞	0,1%
#CT _{Fundo}	Dispersão das leituras de medição - Repetibilidade	A / normal, 1,00	7,9	174	0,60	0,1	4E-03	173	35,7%
	Dispersão das medições - Reprodutibilidade	A / normal, 1,00	0,5	5	0,23		5E-04	4	5,4%
	Resolução do software	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,03		8E-06	∞	0,1%
Incerteza padrão da grandeza de saída, u _c (y) = 0,10 %									
Fator de expansão, k = 2,01									v _{eff} = 3E02
Incerteza expandida, U = 0,20 %									

Tabela 5.7 - Balanço de Incerteza para avaliação do contraste nominal (ECQ 5.1.1.5).

Foi feito um procedimento semelhante para o valor de *Supra-Slice* 0,5% e 0,3%. Os BIs detalham-se no anexo F.2.

De forma a quantificar a incerteza na determinação do diâmetro da última estrutura discernível, para o contraste de 1,0%, mais uma vez, questionaram-se 15 pessoas não treinadas neste tipo de avaliação, no sentido de que avaliassem o número de estruturas discerníveis e, a partir da informação indicada pelo fabricante – ver anexo C.4 - , determinar o correspondente diâmetro da estrutura indicada. Esta avaliação foi feita utilizando o mesmo ecrã, não variando parâmetros como a luminosidade, tanto do computador como da sala, feitas então estas medições nas mesmas condições.

N.º de estruturas visíveis = 7

Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão (estruturas)	N.º medi.	$u(x_i)$ (estruturas)	u_i^2 $[u(x_i)]^2$ (estruturas) ²	ν_i	% da comp.
Dispersão das leituras na medição	A / normal, 1,00	1,08	15	0,28	0,08	14	100%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,28$ estruturas
 Fator de expansão, $k = 2,20$ $\nu_{\text{eff}} = 1E01$
 Incerteza expandida, $U = 0,61$ estruturas

Tabela 5.8 – Balanço de Incerteza para avaliação do número de estruturas discernível (ECQ 5.1.1.5).

Uma vez que, segundo o fabricante, a sétima estrutura discernível tem um diâmetro de 4 mm, o resultado apresentado deverá ser 4mm @ 1,0% de contraste

ECQ 5.1.1.6 Dimensão do pixel e linearidade espacial

O procedimento para se obter o tamanho de pixel foi o já indicado inicialmente. Mediram-se então as distâncias entre o centro dos pinos, e do diâmetro do fantoma, tal como indicado na Figura 5.15, e registaram-se os pixéis correspondente à posição inicial e final do segmento de reta. Este procedimento foi realizado para as duas direções e os resultados apresentam-se a seguir:

Nº de pixeis em X = 102 pixeis

Distância medida em X = 50,11 mm

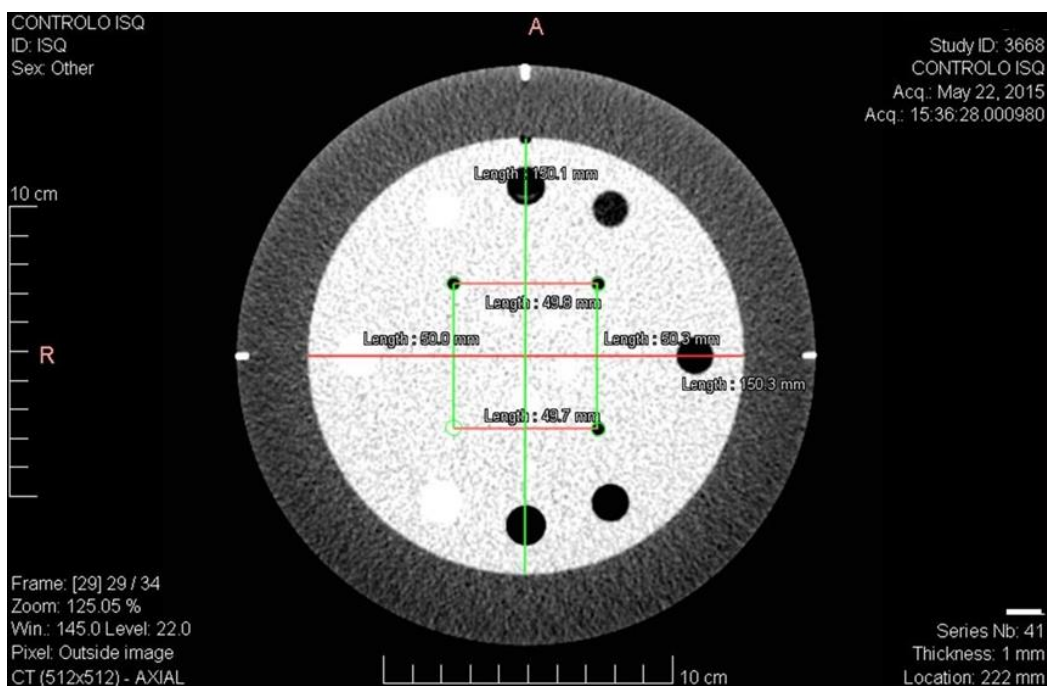


Figura 5.15 - Vista do software Weasis com imagem ilustrativa da avaliação do tamanho de pixel e linearidade (ECQ 5.1.1.6).

Para as estas grandezas existem duas fontes de incerteza, embora com valores diferentes. Uma das fontes a considerar é tipo A, e está relacionada com a dispersão das leituras das duas medições. A segunda fonte de incerteza, tipo B, está relacionada com a resolução dos valores indicados pelo *software*.

Mensur.	Fonte de Incerteza	Tipo de Distribuição, k ou divisor	Desvio Padrão	N.º medi.	$u(x_i)$	c_i	$[c_i \cdot u_i]^2$ (mm/pixel) ²	ν_i	% da comp.
<i>Nº de pixels em X</i>	Dispersão das leituras	A / normal, 1,00	0,00 pixels	2	0,000 pixels	-5E-03 mm/pixels ²	0E00	1	0,0%
	Resolução do <i>software</i>	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,289 pixels	-5E-03 mm/pixels ²	2E-06	9E99	48,9%
<i>Distância medida em X</i>	Dispersão das leituras	A / normal, 1,00	0,21 mm	2	0,145 mm	1E-02 1/pixels	2E-06	1	51,1%
	Resolução do <i>software</i>	B / retangular, $\sqrt{3}$			0,003 mm	1E-02 1/pixels	8E-10	9E99	0,0%

Incerteza padrão da grandeza de saída, $u_c(y) = 0,002$ mm

Fator de expansão, $k = 3,31$

$\nu_{\text{eff}} = 4E00$

Incerteza expandida, $U = 0,007$ mm

Tabela 5.9 – Balanço de Incerteza para o ensaio relativo à avaliação do tamanho de pixel (ECQ 5.1.1.6).

Foi feito um procedimento semelhante para a direção segundo o eixo do Y .

5.4 Análise dos Resultados Experimentais

Transportam-se os valores resultantes de todos os ensaios realizados, indicando na tabela seguinte o resultado da medição (Y) bem como a incerteza expandida (U) absoluta e relativa determinada segundo a expressão (2.10). Apresenta-se ainda o fator de expansão (k) bem como a análise de conformidade do equipamento, relativamente a todos os ensaios realizados, para as três referências anteriormente já indicadas. Apresenta-se a análise de conformidade contabilizando ou não a incerteza de medição.

Ensaio (Y ± U) Un.		Análise de conformidade						Observações
		Não contabilizando a incerteza			Contabilizando a incerteza			
		[45]	[46]	[42]	[45]	[46]	[42]	
ECQ 5.1.1. Qualidade da Imagem								
1	(0,33 ± 0,02) %	≤ 20%	≤ 15%	≤ 20%	≤ 20%	≤ 15%	≤ 20%	
2	(0,18 ± 0,21) HU (2,2 ± 2,5) %	≤ 1,5%	≤ 10 HU	< ± 5 HU	≤ 1,5%	≤ 10 HU	< ± 5 HU	
3	(-1016 ± 35) HU	< 5% < ± 20 HU	--	< ± 20 HU	< 5% < ± 20 HU	--	< ± 20 HU	Ar: #CT _{Ref.} =-1016 HU
	(959 ± 67) HU	< 5% < ± 20 HU	--	--	< 5% < ± 20 HU	--	--	Teflon: #CT _{Ref.} =1000 HU
	(342 ± 25) HU	< 5% < ± 20 HU	--	< ± 20 HU	< 5% < ± 20 HU	--	< ± 20 HU	Delrin™: #CT _{Ref.} = 366 HU
	(115 ± 26) HU	< 5% < ± 20 HU	--	< ± 6 HU	< 5% < ± 20 HU	--	< ± 6 HU	Acrílico: #CT _{Ref.} =115 HU
	(813 ± 57) HU	< 5% < ± 20 HU	≤ 10 HU	< ± 20 HU	< 5% < ± 20 HU	≤ 10 HU	< ± 20 HU	Água: #CT _{Ref.} =0 HU
	(-44 ± 21) HU	< 5% < ± 20 HU	--	< ± 5 HU	< 5% < ± 20 HU	--	< ± 5 HU	Poliestireno: #CT _{Ref.} =-47 HU
	(-106 ± 20) HU	< 5% < ± 20 HU	--	--	< 5% < ± 20 HU	--	--	LDPE: #CT _{Ref.} =-104 HU
	(-198 ± 16) HU	< 5% < ± 20 HU	--	--	< 5% < ± 20 HU	--	--	PMP: #CT _{Ref.} =-186 HU

Ensaio ($Y \pm U$) Un.	Análise de conformidade						Observações	
	Não contabilizando a incerteza			Contabilizando a incerteza				
	[45]	[46]	[42]	[45]	[46]	[42]		
4	(3,66 ± 0,01)	7	--	--	7	--	MTF a 50%	
	(6,64 ± 0,01)	--	8	--	--	8	MTF a 10%	
	(7 ± 1) pl/cm	--	≥ 5 pl/cm	≥ 6 pl/cm	--	≥ 5 pl/cm ≥ 6 pl/cm	pl/cm	
5	(1,4 ± 0,2) % @ (7 ± 1) estruturas	Os critérios descritos nas referências não permitem a avaliação neste ensaio, utilizando o fantoma em causa. Este ensaio é realizado apenas para efeitos de constância do equipamento.					Contraste nominal:	
	(0,6 ± 0,2) % @ (2 ± 1) estruturas						1,0%	
	(0,4 ± 0,2) % @ (2 ± 1) estruturas						0,5%	
							0,3%	
6	(0,49 ± 0,01) mm	--	--	--	--	--	Dimensão do pixel segundo X	
	(0,488 ± 0,003) mm	--	--	--	--	--	Dimensão do pixel segundo Y	

Por observação da tabela anterior, onde se indicam os resultados dos ensaios relativos à qualidade da imagem, torna-se pertinente evidenciar a falta de critérios, nomeadamente da publicação da comissão europeia, relativamente a estes ensaios. Mais uma vez, a problemática indicada nos capítulos anteriores, referente ao impacto da contabilização das incertezas de medição para a análise de conformidade de um determinado parâmetro, relevante para um equipamento de radiodiagnóstico, está aqui também presente.

Pelo que se registou na seção 5.3 - **Quantificação das Grandezas de Influência e Determinação das Incertezas de Medição**, nestes ensaios, a fonte de incerteza que domina é, em grande parte, as indicações do fabricante relativamente ao processo de

⁷ |MTF 50% - valor de referência a 50%| ≤ 20% do valor de referência a 50%

⁸ < máximo de 10% ou 0,5 pl/mm do valor de referência especificado pelo fabricante

construção dos diversos módulos do fantoma. Mais uma vez, também nos testes relativos à avaliação da qualidade da imagem de radiodiagnóstico, o fantoma utilizado, é o mais adequado ao CQ deste tipo de equipamentos.

No ensaio **ECQ 5.1.1.2**, deve ser referido que os critérios definidos nas três referências analisadas são muito distintos. Assim, tem-se que segundo o Decreto-Lei n.º 180 [45] a imagem não está conforme, no parâmetro relativo à uniformidade espacial do #CT, mas seguindo as outras duas referências, [46] e [42], o equipamento está dentro dos limites, por uma margem bastante alargada. É necessário uniformizar estes critérios de forma a não gerarem estas situações.

O ensaio relativo à avaliação dos #CT para materiais de diferentes densidades (**ECQ 5.1.1.3**), a problemática da contabilização da incerteza é evidenciada. Assim, se forem contabilizadas as incertezas de medição, o #CT de todos os materiais ultrapassa as tolerâncias definidas.

Relativamente aos resultados dos ensaios **ECQ 5.1.1.4** e **ECQ 5.1.1.5**, por serem obtidos através de uma observação subjetiva, que depende do operador, e muitas vezes da experiência que o próprio tem, e por vezes sugestionado pelo que vai observar, torna-se difícil contabilizar a incerteza associada a esse ensaio. De forma a garantir uma informação mais correta, e um diagnóstico mais adequado, seria pertinente que o *software* utilizado abordasse de forma analítica a avaliação da última estrutura discernível.

O ensaio referente à determinação do tamanho do pixel (**ECQ 5.1.1.6**), apesar de não ter definido uma tolerância associada, por isso muitas vezes não ser realizado, torna-se um ensaio de extrema importância na análise da incerteza de medição. Como se viu, a análise correta dos dados fornecidos pelo *software*, apenas foi realizada tendo indicação do número de pixels contidos nas diversas ROIs consideradas.

6

Conclusões e Perspetivas

O estudo desenvolvido permitiu analisar vários procedimentos e técnicas utilizadas nos ensaios de CQ de duas valências do radiodiagnóstico, tal como proposto inicialmente. Foi possível identificar e quantificar as principais fontes de incerteza presentes nos ensaios realizados, analisando a influência dos equipamentos de medição utilizados (e.g. calibrações, tolerâncias de fabrico, resolução), das técnicas e procedimentos de medição (e.g. repetibilidade e reprodutibilidade das medições), condições ambientais (e.g. temperatura) e a influência que as especificações do fabricante (e.g. indicação da tolerância e EMA, para determinados parâmetros, do equipamento) têm na contabilização da incerteza de medição.

Pela análise que foi realizada, percebeu-se a dificuldade que há em identificar as fontes de incerteza relevantes, muitas das vezes pela própria falta de informação relativamente à quantificação destas fontes na medição. Uma correta análise da incerteza de medição deve passar sempre pela análise aprofundada das tolerâncias estabelecidas no manual do equipamento, análise de normas de construção, tanto dos equipamentos como dos próprios detetores e fantasmas utilizados, e estudo de outros parâmetros relevantes, como a influência do número de ensaios realizados, por exemplo.

Desta forma, percebe-se a dificuldade que há, muitas das vezes, em caracterizar e estimar a incerteza de medição. Este é um processo demorado, onde muitas das vezes, há um total desconhecimento da quantificação e influência de determinadas fontes. Apenas forçando as unidades clínicas e hospitais, com regulamentação adequada, será possível implementar as boas práticas aqui definidas. Há ainda a necessidade de regulamentar a obrigatoriedade, dos fabricantes dos equipamentos, na especificação de todas as tolerâncias que influenciem a incerteza de medição

A metodologia adotada neste trabalho propõe uma abordagem para a quantificação das incertezas de medição de todos os ensaios relativos ao controlo de qualidade do

equipamento de mamografia, relativamente à análise da qualidade da radiação, compressão, CAE, e dosimetria do paciente, bem como os testes de qualidade de imagem para os equipamentos de tomografia computadorizada. Seria pertinente, num próximo estudo, fazer-se uma análise semelhante para outras valências do radiodiagnóstico, variando a marca e modelo dos equipamentos utilizados. Para além deste aspeto, seria útil, quando possível, fazer-se uma verificação da quantificação das tolerâncias indicadas pelo fabricante. Neste estudo a influência de alguns desses parâmetros, indicados pelos fabricantes, foi testada, no entanto, nem sempre os resultados foram conclusivos, passando a análise apenas por quantificar os aspetos indicados nos manuais. A abordagem utilizada pode ter sido, por vezes, conservadora, maximizando assim a incerteza de medição. No entanto, sem outro tipo de informações, e para uma primeira análise, era necessário manter as indicações fornecidas em manuais.

A análise da incerteza de medição ganha uma importância acrescida à medida que se os avanços na tecnologia, e consequentemente na instrumentação, permitem realizar medições mais exatas. Desta forma, efeitos como o *Back Scattering*, começam a ter influência na incerteza de medição, logo, a sua análise e estudo é fundamental.

Este estudo permitiu ainda aferir a necessidade urgente de revisão dos critérios mínimos de aceitabilidade dos equipamentos de radiodiagnóstico, explicitando devidamente quais os parâmetros que devem ser contabilizados nesta margem. Ou seja, é necessário uma clara definição dos aspetos, como as tolerâncias de fabrico, que estão incluídos na margem permitida. O trabalho desenvolvido, evidenciou ainda, quantitativamente, a necessidade atual de alterar a legislação ao nível dos ensaios de CQ em radiodiagnóstico.

Toda esta análise ganha uma importância acrescida, uma vez que, tal como se provou, uma incorreta avaliação da incerteza de medição, ou mesmo uma não avaliação desta mesma incerteza, põe em risco um correto controlo de qualidade dos equipamentos, influenciando os técnicos e pacientes sujeitos a este tipo de radiações.

A componente experimental do trabalho, não só com a realização de ensaios de CQ, aos equipamentos, seguindo os procedimentos definidos nas normas e legislação, mas também os testes experimentais a diversos parâmetros que permitiram obter um conhecimento mais aprofundado das grandezas de influência no CQ de equipamentos de radiodiagnóstico. Todos os objetivos propostos inicialmente para este trabalho foram cumpridos e, apesar da quantidade de ensaios, e por vezes da complexidade que envolviam os mesmos, foi possível avaliar a incerteza de medição para todos os ensaios.

Referências

- [1] Sítio oficial na internet do *Bureau International des Poids et Measures*. Disponível em <http://www.bipm.org/en/worldwide-metrology/>. Consultado a 4 de março de 2015.
- [2] L. Cortez. *Da Metrologia à Acreditação – uma incursão do Passado ao Presente*. Instituto Português da Qualidade; 2014.
- [3] L. Gonçalves. *Workshop de Domínios da Metrologia*. Instituto de Soldadura e Qualidade; 2015.
- [4] A. Cabral. *Apontamentos da disciplina de Engenharia da Medida, 4º ano do Mestrado em Engenharia Física*. Departamento de Física da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa; 2014.
- [5] A. Campilho. *A Medição e o Erro de Medição*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2014.
- [6] K. Vieira, et al. *A utilidade dos indicadores da qualidade no gerenciamento de laboratórios clínicos*. *Jornal Brasileiro de Patologia e Medicina Laboratorial* n.º 3; 2011.
- [7] A. Ribeiro. *Conceito de incerteza em Física e na Metrologia*. *Revista da Sociedade Portuguesa de Metrologia*; 2013.
- [8] *Vocabulário Internacional de Metrologia 2012 – Conceitos Fundamentais e Gerais e termos associados*. 1ª edição Luso-Brasileira; Instituto Português da Qualidade; 2012.
- [9] *Joint Committee for Guides in Metrology. Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement*; 2008.
- [10] J. Sousa, A. Ribeiro. *Vantagens da utilização do Método de Monte Carlo na avaliação das incertezas de medição*. 2º Encontro Nacional da Sociedade Portuguesa de Metrologia; 2006.
- [11] L. M. Falcão. *Controlo da Qualidade*. Ministério da Saúde; 2008.
- [12] RPOP Lectures. *Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology*. IAEA.
- [13] M. Capucho. *A Metrologia na Saúde: A conformidade metrológica em equipamentos de Saúde*. 2012.
- [14] P. Gomes. *Curso de Formação em Proteção Radiológica nas atividades de Radiodiagnóstico*. Instituto de Soldadura e Qualidade; 2014.
- [15] L. Peralta. *Apontamentos da disciplina de Dosimetria e Proteção Radiológica*. Departamento de Física da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa; 2014.

- [16] R. Sousa, P. Gomes, A. Cabral. *Impacto da desatualização e da omissão de critérios legais no Controlo de Qualidade de Equipamentos Radiológicos*. Revista Medições e Ensaios n.º 11 da Sociedade Portuguesa de Metrologia; 2015.
- [17] D. Dance, *et al.* *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA; 2014.
- [18] Sitio oficial na internet de *Fujifilm Digital Radiography*. Disponível em <http://digital-radiology.fujimed.com/dr-suites/>. Consultado a 5 de junho de 2015.
- [19] Sitio na internet de conteúdos sobre Radiologia. Disponível em <http://radiologiad.blogspot.pt/>. Consultado a 5 de junho de 2015.
- [20] Sitio oficial na internet de Equipamentos Médicos da Siemens. Disponível em <http://www.healthcare.siemens.com/>. Consultado a 5 de junho de 2015.
- [21] Sitio oficial na internet de *Doral Medical Imaging*. Disponível em <http://www.doralmri.com/Mamograms.html>. Consultado a 5 de junho de 2015.
- [22] Núcleo de Tecnologia Clínica. *Radiografia Especializada – Curso Técnico de Radiologia*. Disponível em <http://pt.slideshare.net/radiomed/mamografia-28855789>. Consultado a 10 de maio de 2015.
- [23] Sitio oficial na internet de *Carestream Dental*. Disponível em <http://www.carestreamdental.com/>. Consultado a 5 de junho de 2015.
- [24] Sitio oficial na internet de Densitómetro Ósseo DEXA da *Medical Expo*. Disponível em <http://www.medicaexpo.it/prod/hologic/product-70711-428913.html>. Consultado a 4 de maio de 2015.
- [25] M. Faria. *A sensibilização radiográfica*. Disponível em <http://pt.slideshare.net/magnocavalheirofaria/filmes-e-processamento-aula-2>. Consultado a 10 de maio de 2015. Consultado a 10 de maio de 2015.
- [26] <http://www.slideshare.net/GuianiD/negatoscópico> consultado a 4 de junho de 2015.
- [27] Sitio oficial na internet de Negatoscópios da *Medical Expo*. Disponível em <http://www.medicaexpo.es/prod/wardray-premise/product-70501-477787.html>. Consultado a 4 de maio de 2015.
- [28] A. Silva. *Introdução à Radiologia Digital*. Disponível em <http://www.ebah.com.br/content/ABAAABvJYAJ/introducao-a-radiologia-digital>.
- [29] Sitio oficial na internet de Equipamentos Médicos da *Toshiba*. Disponível em <http://medical.toshiba.com/products/ct/>. Consultado a 8 de junho de 2015.
- [30] C. Oliveira, J. Cardoso, L. Santos. *A Metrologia das Radiações Ionizantes*. Revista Medições e Ensaios n.º 2 da Sociedade Portuguesa de Metrologia; 2012.
- [31] B. Wall. *European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures*. 2008.
- [32] *Medical Radiation Exposure of the European Population – Radiation Protection n.º 180*. Comissão Europeia; 2014.

- [33] C. Oliveira, *et al.* *A dosimetria em Radiodiagnóstico. Revista Medições e Ensaios n.º 3 da Sociedade Portuguesa de Metrologia*; 2012.
- [34] C. Oliveira. *Plano de trabalho para o LMRI para o período de 2010 a 2014*. ITN; 2010.
- [35] Portugal. Ministério da Economia, da Inovação e do Desenvolvimento. Instituto Português da Qualidade; I.P. Organismo de Verificação Metrológica de Instrumentos de Medição de Radiações Ionizantes. Despacho n.º 6402 de 12 de abril de 2010.
- [36] Sítio oficial na internet do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Campus Tecnológico e Nuclear do Instituto Superior Técnico. Disponível em <http://www.itn.pt/sec/psr/lmri/>. Consultado a 7 de junho de 2015.
- [37] A. Brosed. *Fundamentos de Física Médica, volumen 1: Medida de la Radiación*. Sociedade Espanhola de Física Médica; 2011.
- [38] G. Shani. *Radiation Dosimetry - Instrumentation and Methods*. 2ª Edition. Department of Nuclear and Biomedical Engineering, Ben Gurion University, Beer Sheva, Israel; 2001.
- [39] S. Picard, D. Burns, P. Roger. *The BIPM absorbed-dose grafite calorimeter*. BIPM; 2011.
- [40] Portugal. Ministério da Economia e da Inovação. Regulamento do Controlo Metrológico dos Instrumentos de Medição de Radiações Ionizantes. Portaria n.º 1106 de 24 de setembro de 2009.
- [41] Fabricante de Objetos de Teste *Leeds Test Objects – medical imaging phantoms*. Informações relativas a diversos objetos de teste. Disponível em <http://www.leadstestobjects.com/>. Consultado a 21 de julho de 2015.
- [42] *Protocolo Español De Control De Calidad en Radiodiagnóstico*. Segunda Revisão (2011). Sociedade Espanhola de Física Médica; 2012.
- [43] P. Boyce, G. Parket. *Development of a scale to measure interpersonal sensity. The Australian and New Zealand journal of phychiatry*; 1989.
- [44] Manual do fabricante do detetor *Unfors Xi*. Edição *Platinum Plus e Platinum*; *Unfors*; 2011.
- [45] Portugal. Ministério da Saúde. Decreto-Lei nº 180 de 8 de Agosto de 2002. Diário da República – I série – A.
- [46] *Radiation Protection nº 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy*. Comissão Europeia; 2012.
- [47] Manual de instruções do Equipamento *GE Healthcare Performa*. *General Electric Company Inc*; 2010.
- [48] Manual do Objeto de Teste *Catphan ® 500 e 600*. *The Phantom Laboratory Incorporated*; 2014.

[49] Manual técnico dos Equipamentos *GE Medical Systems, HiSpeed LX/i, FX/i, DX/i, DX/iB*. *General Electric Co*; 1998.

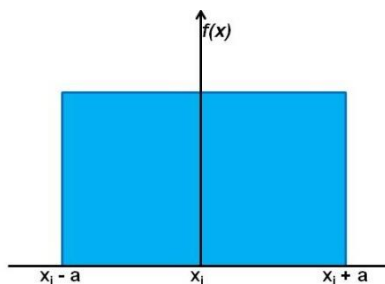
A

Os vários tipos de Distribuição de Probabilidade

Retangular:

Se apenas se podem estimar os limites inferior e superior da grandeza.

Ex.: especificações de fabricantes, dados de medições anteriores.

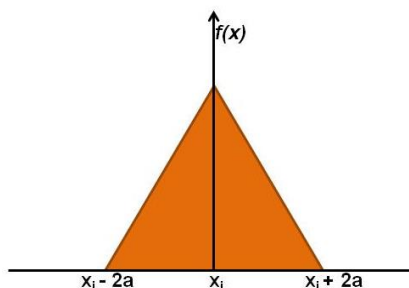


$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{3}}$$

Triangular:

Se os valores perto dos valores limite são mais prováveis que os valores próximos do centro.

Ex.: combinação de duas distribuições retangulares idênticas, cada uma de amplitude $\pm a$, medições em condições ambientais controladas.

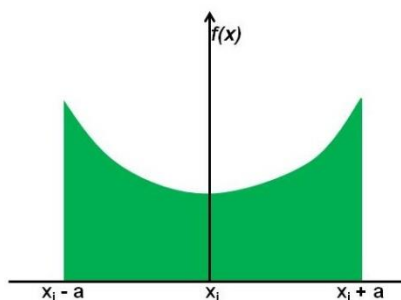


$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{6}}$$

Forma de U:

Se os valores perto dos valores limite são mais prováveis que os valores próximos do centro.

Ex.: medições de potências em rádio-frequências devido à imperfeita adaptação de impedâncias envolvendo, geralmente, um ângulo de fase desconhecido.

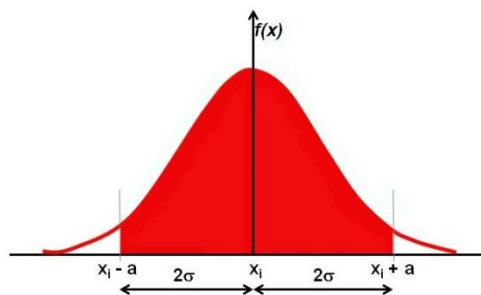


$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{2}}$$

Normal:

Se a informação disponível for a indicada no certificado de calibração, através de especificações do fabricante ou devido a medições repetidas.

Ex.: combinação de uma série de distribuições de qualquer forma, exceto nalguns casos, a FDP resultante tende para a forma normal de acordo com o Teorema do Limite Central.



$$u(x_i) = s(\bar{q})$$

$$u(x_i) = \frac{U}{k}$$

$$u(x_i) = \frac{\text{Limite Tol.}}{k}$$

B

Grandezas para Dosimetria do Paciente em Radiodiagnóstico

- E_{SAK}, *Entrance Surface Air Kerma*, kerma no ar livre à entrada (sem retrodispersão), no ponto de interseção do eixo do feixe com a superfície de entrada do paciente. É a grandeza dosimétrica mais utilizada para dosimetria da mama.
- E_{SD}, *Entrance Surface Dose*, dose superficial à entrada, trata-se da dose absorvida no ar do ponto de interação do eixo do feixe com a superfície de entrada do paciente, incluindo a contribuição dos fótons retrodispersos pelos tecidos profundos do paciente. Este valor obtém-se a partir de E_{SAK} multiplicado pelo fator de retrodispersão. Este fator depende do meio, da qualidade do feixe de raios X e do tamanho do campo de radiação. A E_{SD} é utilizada em radiografia convencional para dosimetria do paciente.
- DAP, *Dose Area Product*, produto dose área, trata-se da dose absorvida no ar num plano, integrada ao longo da área de interesse. Não varia com a distância, desprezando a absorção e a dispersão da radiação no ar, uma vez que a seção transversal do feixe é uma função quadrática que cancela a dependência da dose com o inverso do quadrado da distância. Esta grandeza é muito utilizada em fluoroscopia.
- DWP, *Dose Width Product*, produto dose largura, trata-se da dose absorvida no ar, integrada durante um ciclo de exposição e ao longo da largura do feixe de raios X. É utilizado em ortopantomografia para dosimetria do paciente.
- AGD, *Average Glandular Dose*, dose média glandular, trata-se da dose média absorvida no tecido glandular de uma mama uniformemente comprida. Esta grandeza não pode ser medida diretamente, sendo geralmente calculada sob várias hipóteses a partir das medições de HVL e E_{SAK} à entrada de um fantoma padrão e de fatores de conversão tabelados. Esta grandeza constitui o melhor indicador do risco de cancro e portanto, é o principal indicador na dosimetria da mama.
- CTDI, *Computed Tomography Dose Index*, índice de dose de tomografia computadorizada, é visto como o integral do perfil de dose, $D(z)$, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação z , para um só corte, dividido pela espessura nominal de corte, T , sendo a principal grandeza utilizada em tomografia computadorizada e representa-se por:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (\text{mGy})$$

- CTDI_w, *Computed Tomography Dose Index Weighted*, índice de dose de tomografia computadorizada ponderado. De forma a padronizar a técnica de medição do CTDI, foi estabelecido um comprimento fixo de integração de 100 mm.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (\text{mGy})$$

O $CTDI_{100}$ é medido como uma câmara de ionização do tipo lápis com um comprimento ativo de 100 mm. Assumindo que o CTDI diminui linearmente num fantoma ao longo da sua direção radial, da superfície para o centro, a dose média para um só corte é aproximadamente igual ao valor do CTDI ponderado:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (\text{mGy})$$

onde $CTDI_{100,c}$ e $CTDI_{100,p}$ são os valores medidos de $CTDI_{100}$, no centro do fantoma e na sua periferia, respetivamente.

▪ DLP, *Dose Length Product*, produto dose comprimento, é uma medida da energia total absorvida para um exame completo, sendo proporcional ao risco, para uma dada anatomia. Trata-se da dose integrada para um exame completo, considerando a extensão irradiada e representa-se por:

$$DLP = \frac{CTDI_w}{p} \cdot L = CTDI_{vol} \cdot L$$

onde p representa o passo (*pitch*) do sistema e L o varrimento longitudinal para o exame completo. É utilizado para estimar a dose efetiva para o paciente.

C.1

Especificações do fabricante:
RaySafe Xi Mammography Detector

RAYSAFE Xi BASE UNIT

SIZE	28 x 74 x 142 mm (1.1 x 2.9 x 5.6 in)
WEIGHT	250 g (9 oz)
POWER OFF	Never, or after 5, 20 or 60 min of inactivity
POWER SOURCE	Rechargeable 7.4 V Li-ion battery
BATTERY TIME	20 – 40 hours (depending on detector and if Bluetooth is used)
READ OUT	Three row alphanumerical backlit display with four digits numerical resolution

RAYSAFE Xi MAMMOGRAPHY DETECTOR

SIZE 12 x 22 x 117 mm (0.5 x 0.9 x 4.6 in)

WEIGHT 50 g (2 oz)

DOSE

BEAM QUALITIES Basic: Mo/Mo, Mo/Al, Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh

Options: M-Pro: W/Rh, Mo/Rh, W/Ag

M-Pro Plus: W/Rh, Mo/Rh, W/Ag,

W/Al, Combo

Scanning: W/Al

RANGE 5 μ Gy – 9999 Gy (0.5 mR – 9999 R)

TRIG LEVEL 10 μ Gy/s (70 mR/min)

UNCERTAINTY 5 % or \pm 5 μ Gy (0.5 mR)

(20 – 40 kV: Mo/Mo

22 – 49 kV: Mo/Al, Rh/Rh, Rh/Al

22 – 40 kV: Mo/Rh, W/Rh, W/Ag,

20 – 49 kV: W/Al, Combo

0 – 2.5 mm Al added filtration,

Active Compensation

Combo: 0-0.1 mm Al added filtration,

Active Compensation)

UNCERTAINTY 5 % or \pm 5 μ Gy (0.5 mR)

(W/AL SCANNING)

(22 – 40 kV, 0.5 mm Al total filtration)

DOSE RATE

RANGE 10 μ Gy/s – 100 mGy/s
(70 mR/min – 700 R/min)

TRIG LEVEL 10 μ Gy/s (70 mR/min)

UNCERTAINTY 5 % or \pm 5 μ Gy/s (35 mR/min)

(20 – 40 kV: Mo/Mo

22 – 49 kV: Mo/Al, Rh/Rh, Rh/Al

22 – 40 kV: Mo/Rh, W/Rh, W/Ag,

20 – 49 kV: W/Al, Combo

0 – 2.5 mm Al added filtration, Active

Compensation

Combo: 0–0.1 mm Al added filtration, Active

Compensation)

UNCERTAINTY 5 % or \pm 5 μ Gy/s (35 mR/min)

(W/AL SCANNING)

(22 – 40 kV, 0.5 mm Al total filtration)

kV

BEAM QUALITIES	Basic: Mo/Mo Options: M-Pro: Mo/Rh, W/Rh M-Pro Plus: Mo/Rh, W/Rh, W/Al Scanning: W/Al
RANGE (MO/MO)	20 – 40 kV
UNCERTAINTY (MO/MO)	2 % or 0.5 kV (no paddle) 2 % or 0.7 kV (paddle) (Active Compensation for inherent Mo filtration of 25 – 35 μm . User selectable paddle compensation.) ⁽³⁾
RANGE (MO/RH)	25 – 40 kV
UNCERTAINTY (MO/RH)	2 % or 0.5 kV (Active Compensation for inherent Rh filtration of 25 – 30 μm .)
RANGE (W/RH)	20 – 40 kV
UNCERTAINTY (W/RH)	2 % or 0.5 kV (no paddle) 2 % or 0.7 kV (paddle) (Active Compensation for inherent Rh filtration of 55 – 60 μm . User selectable paddle compensation.) ⁽³⁾
RANGE (W/AL)	20 – 49 kV (Measuring 40 – 49 kV requires an R/F detector)
UNCERTAINTY (W/AL)	2 % or 0.5 kV (no paddle) 2 % or 0.7 kV (paddle) (Active Compensation for inherent Al filtration of 0.65–0.75 mm. User selectable paddle compensation.) ⁽³⁾
RANGE (W/AL SCANNING)	20 – 40 kV
UNCERTAINTY (W/AL SCANNING)	2 % or 0.7 kV (0.5 mm Al total filtration)
SENSITIVITY	10 mA, 28 kV, 65 cm (25.6 in), no added filtration

⁽³⁾ Definition: Paddle = 0.1 mm Al

Note! Variation in paddle thickness and homogeneity may affect kV results. To achieve the most accurate result, kV measurements without paddle is recommended.

kVp:**General:**

Inaccuracy	2 % peak average
Reproducibility	1 %
Recommended minimum exposure time	Delay + 5 ms
Measuring window	Maximum 125 ms after valid delay. During fluoroscopy, 125 ms measuring window at 3rd or 14th second
Delay after signal trig	5 ms (default value), 50 and 150 ms with extended function.
Detector bandwidth	1 kHz, 3 dB
Resolution	0.1 kV
Dynamic range	2 500 : 1
Distance dependence	< 0.5 %
Angle dependence	< 0.5 % for tilt angle < 10°
Orientation dependence	< 0.5 % if detector area fully irradiated

Dose:**General:**

Inaccuracy at calibration point	$\pm 5 \%$
Signal dynamic range	5 000 : 1
Reproducibility	< 1 % for dose rates > 1 $\mu\text{Gy/s}$ (7mR/min) < 5 % for dose rates < 1 $\mu\text{Gy/s}$ (7mR/min)
Measuring unit	Gray or Roentgen
Detector center	Internal detector; 8.5 mm (0.33 in) below top panel External detector; 5.5 mm (0.22 in) below top panel
Pressure dependence	< 0.1 %
Temperature dependence	< 0.1 %
Back scattering dependence	< 1 %

Exposure time:

Time
0.001 - 9999 s

Range	1 ms - 9999 s measured with the trigger detector
Inaccuracy	0.5 % or 3 digits
Reproducibility	0.5 % or 3 digits
Resolution	0.3 ms for 1 - 999 ms range 10 ms for 1 - 999 s range 1 s for 1000 - 9999 s range
Threshold value	
Start of measurement	As soon as radiation is detected (default). If the Extended function "75 % trigger level" is activated, a threshold corresponding to 75 % of average kVp from the previous exposure is valid
End of measurement	A threshold value corresponding to 75 % of average kVp at the present exposure

Pulse:

Pulse
1 - 9999

Range	1 - 9999 pulses measured with the trigger detector
Inaccuracy	1 pulse
Resolution	1 pulse
Minimum pulse width	1 ms
Maximum pulse interval	120 ms minus the pulse width

C.2

Especificações do fabricante: Mamógrafo *GE Healthcare Performa*

Specifications

Generator (THF)	
Manufacturer	GE Hungary Kft.
Type	MGHV-200
Frequency	40 - 100 kHz
Power	Max. 2.5 kW
kV range	20 - 35 kV, tolerance $\pm 5\%$
mA range	Focus 0.3mm 69 - 100 mA Focus 0.1mm 20 - 30 mA
mAs range, manual	Focus 0.3mm 4 - 500 mAs (600 max in U.K.): Tolerance: $\pm(10\% + 0,2 \text{ mAs})$
	Focus 0.1mm 4 - 300 mAs Tolerance: $\pm(10\% + 0,2 \text{ mAs})$

Maximum Deviation of Peak Tube Potential from Indicated Value:

$\pm 5\%$

Maximum Deviation of Tube Current-Exposure time from Indicated Value:

$\pm (10\% + 0.2 \text{ mAs})$

C.3

Especificações do fabricante:
TOR MAX Mammography Phantoms



TOR MAS / MAX

Mammography Phantoms

A test object designed to be used quickly and easily on a routine basis to provide an ongoing check of imaging performance, particularly those aspects which are most liable to deterioration. An ongoing record of these numbers will reveal any trend towards deterioration in imaging performance.

TOR MAS and TOR MAX Consist of the following:

- **Standard PMMA test block**
(6 pieces 10.0±10%mm thick pmma 240mm diameter semi-circle
2 pieces 5.0±10%mm thick pmma 240mm diameter semi-circle)

- **Sensitometry**
(Ten-step grey-scale plus two points for
Sensitometric measurements)

- **High Resolution limit**
(1.0 to 20.0 LP/mm)
x1 for TOR MAS
x2 for TOR MAX

- **Low Contrast Resolution**
(1.8 to 5 line pairs/mm, representing
filamentary structures)

- **Low-contrast large-detail
detectability**
(12 details, 5.6mm diameter)

- **High-contrast small-detail
detectability**
(11 details, 0.5 and 0.25mm diameter)

- **Microcalcifications**
(Particles representing micro-
calcifications on a step-wedge
background, median sizes 125, 225,
325 microns)



C.4

Especificações do fabricante:

***Catphan* ® 600**

CTP404 Module with slice width, sensitometry and pixel size

Sensitometry (CT number linearity)

The CTP404 module has sensitometry targets made from Teflon®, Delrin®, acrylic, Polystyrene and low density polyethylene (LDPE), polymethylpentene (PMP) and air. The Catphan® 600 is also equipped with a small vial which can be filled with water and inserted into the top hole of the CTP404 module. The CTP401 module has Teflon, acrylic and low density polyethylene (LDPE) and air targets. These targets range from approximately +1000 H to -1000 H.

The monitoring of sensitometry target values over time can provide valuable information, indicating changes in scanner performance.

Nominal material formulation and specific gravity

Material	Formula	Z_{eff}^1	Specific Gravity ²	HU range ³
Air	.78N, .21O, .01Ar	8.00	0.00	-1046 : -986
PMP	[C ₆ H ₁₂ (CH ₂)]	5.44	0.83	-220 : -172
LDPE	[C ₂ H ₄]	5.44	0.92	-121 : -87
Water	[H ₂ O]	7.42	1.00	-7 : 7
Polystyrene	[C ₈ H ₈]	5.70	1.03	-65 : -29
Acrylic	[C ₅ H ₈ O ₂]	6.47	1.18	92 : 137
Delrin®	Proprietary	6.95	1.42	344 : 387
Teflon®	[CF ₂]	8.43	2.16	941 : 1060

Electron density and relative electron density

Material	Electron Density (10 ²³ e/g)	Electron Density (10 ²³ e/cm ³)	Relative Electron Density ⁴
Air	3.002	0.004	0.001
PMP ⁵	3.435	2.851	0.853
LDPE ⁶	3.435	3.160	0.945
Water	3.343	3.343	1.000
Polystyrene	3.238	3.335	0.998
Acrylic	3.248	3.833	1.147
Delrin®	3.209	4.557	1.363
Teflon®	2.890	6.243	1.868

¹ Z_{eff} , the effective atomic number, is calculated using a power law approximation.

² For standard material sensitometry inserts The Phantom Laboratory purchases a multiple year supply of material from a single batch. Samples of the purchased material are then measured to determine the actual specific gravity. The specific gravity of air is taken to be .0013 at standard temperature and pressure. For custom cast materials the specific gravity of each cast batch is noted and supplied with the phantom.

³ These are maximum and minimum measured values from a sample of 94 scans using different scanners and protocols. HU can vary dramatically between scanners and imaging protocols and numbers outside of this range are not unusual.

⁴ Relative Electron Density is the electron density of the material in e/cm³ divided by the electron density of water (H₂O) in e/cm³.

⁵ Polymethylpentene

⁶ Low Density Polyethylene

CTP528 High resolution module with 21 line pair per cm gauge and point source

21 Line pair per centimeter high resolution gauge

The 21 line pair/cm gauge has resolution tests for visual evaluation of high resolution ranging from 1 through 21 line pair/cm. The gauge accuracy is ± 0.5 line pair at the 21 line pair test and even better at lower line pair tests.

The gauge is cut from 2mm thick aluminum sheets and cast into epoxy. Depending on the choice of slice thickness, the contrast levels will vary due to volume averaging.

CTP515 low contrast module with supra-slice and subslice contrast targets

The low contrast targets have the following diameters and contrasts:

Supra-slice target diameters

2.0mm
3.0mm
4.0mm
5.0mm
6.0mm
7.0mm
8.0mm
9.0mm
15.0mm

Subslice target diameters

3.0mm
5.0mm
7.0mm
9.0mm

Nominal target contrast levels

.3%
.5%
1.0%

Since the target contrasts are nominal, the actual target contrasts need to be determined before testing specific contrast performance specifications. The actual contrast levels are measured by making region of interest measurements over the larger target, and in the local background area. To determine actual contrast levels, average the measurements made from several scans. It is important to measure the background area adjacent to the measured target because “cupping” and “capping” effects cause variation of CT numbers from one scan region to another. Position the region of interest to avoid the target edges. The region of interest should be at least 4 x 4 pixels in diameter. Because low contrast measurements are “noisy” it is advisable to calculate the average of the multiple measurements made from several scans. Carefully monitor the mAs setting because the photon flux will improve with increased x-ray exposure. Use the size of the targets visualized under various noise levels to estimate information on contrast detail curves.

CTP486 Image uniformity module

The image uniformity module is cast from a uniform material. The material's CT number is designed to be within 2% (20H) of water's density at standard scanning protocols.

The typically recorded CT numbers range from 5H to 18H. This module is used for measurements of spatial uniformity, mean CT number and noise value.

The precision of a CT system is evaluated by the measurement of the mean value and the corresponding standard deviations in CT numbers within a region of interest (ROI). These measurements are taken from different locations within the scan field.

D

Certificado de Calibração:
Dinamómetro BLET - DTN 361



Instalações
de Oeiras

Validade
desconhecida

Digitally signed by
LABMETRO ONLINE
Date: 2013.11.27
11:39:29 +00:00
Reason: Documento
aprovado
electronicamente

Laboratório de Calibração em
Metrologia Física



Certificado de Calibração

Data de Emissão: 2013.11.26

Certificado nº: CFOR 524/13

Página 1 de 2

Equipamento	Dinamómetro		
	Marca: BLET	Indicação:	Analgógico
	Modelo: DTN 361	Intervalo de indicação:	0 a 30 kgf
	Nº ident.: ---	Resolução	0,25 kgf
	Nº série: 130 394		
Cliente	LABMETRO - ORGANISMO DE INSPECÇÃO DE INSTALAÇÕES RADIOLÓGICAS		
	E.N. 249 Km 3 - Cabanas - Leião - Taguspark 2781 OEIRAS		
Data de Calibração	2013.11.26		
Condições Ambientais	Temperatura: 20,0 °C	Humidade relativa:	51,0 %
Procedimento	LABMETRO PO.M - DM / FOR 009 Edição C		
Rastreabilidade	Conjuntos de massas padrão LM49 e LM76, classes E1 e E2, rastreados ao IPQ Célula de carga de 1 kN, LF52, rastreado à HBM (Alemanha)		
Resultados	Encontram-se apresentados na(s) folha(s) em anexo. "A incerteza expandida apresentada, está expressa pela incerteza-padrão multiplicada pelo factor de expansão k=XX, o qual para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de, aproximadamente, 95%. A incerteza foi calculada de acordo com o documento EA-4/02."		

Calibrado por

Paulo Planche

Responsável pela Validação

David Silva (Responsável Técnico)

instituto de soldadura
e qualidade

Lisboa: Av. Prof. Cavaco Silva, 33 • Taguspark • 2740-120 Oeiras • Portugal
Tels.: +351 21 422 90 34/81 86/90 20 • Fax: +351 21 422 81 02

labmetro@isq.pt

http://metrologia.isq.pt

Porto: Rua do Mirante, 256 • 4415-491 Orijó • Portugal
Tels.: +351 22 747 19 10/50 • Fax: +351 22 747 19 19/745 57 78



Laboratório de Calibração em
Metrologia Física

Certificado de Calibração

Certificado nº: CFOR 524/13

Página 2 de 2

Tabela de Resultados

Ensaio Realizado à Compressão

Valores lidos médios		Erro		Incerteza	Factor
Equipamento	Padrão	Absoluto (kgf)	Relativo(%)	Expandida (kgf)	Expansão k
(kgf)	(kgf)				
5,25	5,00	0,25	5,0	± 0,058	2,00
10,25	10,00	0,25	2,5	± 0,058	2,00
15,25	15,00	0,25	1,7	± 0,058	2,00
20,00	20,00	0,00	0,0	± 0,058	2,00
30,00	30,00	0,00	0,0	± 0,059	2,00

Calibrado por

Paulo Planche

Responsável pela Validação

David Silva (Responsável Técnico)

**BLET**

CERTIFICAT D'ETALONNAGE

Instruments de Mesures et Contrôles, plus de 60 ans d'expériences

INSTRUMENT ETALONNE

Type : DYNAMOMETRE BLET (modèle DTN 300 GIPS)
Réf : DYN01-AZ300-CR
N/S : 130394

MOYENS DE MESURE ET PROCEDURE

Calibré avec des poids de classe F1 ($\pm 0,0005$ %)

Etalonné en position horizontale

RESULTATS ET OBSERVATIONS

Pour une lecture de : (en g)	La valeur des poids équivalent à (en g)	Ecart en % (par rapport à la PE)
5000	4969	0,10
10000	9892	0,36
15000	14929	0,24
20000	20108	0,36
30000	29911	0,30

REMARQUE :

- Pour une utilisation verticale (Cf. : notice jointe)

Etalonné le : 23/02/2010
Certificat n° 10022309

12 AVR. 2011

G.I.P.S. SAS
2 Rue Louis Pergaud
94750 Aulnay-sous-Bois
SIRET 491 620130 00035
01 47 40 42 42

Certifié conforme
Michel CORDOS
Responsable Technique



BLET - 1, avenue du Président Pompidou - 92500 RUEIL MALMAISON
Tél.: +33 (0)1 80 88 57 83 - Fax : +33 (0)1 80 88 57 93 - Email : contact@blet-mesure.fr - www.blet-mesure.fr

E.1

Resultados Experimentais: Mamografia Digital

	Set kVp	Set mA.s	kVp Un.	Dose Un.	Taxa Un.	Tempo de Exposição Un.	HVL Un.	mAs Un.	Data	Hora
Repetibilidade	28	20	27,69 kV	3,044 mGy	12,960 mGy/s	0,2347 s	0,326 mmAl			
	28	20	27,77 kV	3,053 mGy	13,060 mGy/s	0,2337 s	0,327 mmAl			
	28	20	27,70 kV	3,045 mGy	12,985 mGy/s	0,2345 s	0,326 mmAl			
	28	20	27,82 kV	3,061 mGy	13,137 mGy/s	0,2330 s	0,325 mmAl			
	28	20	27,80 kV	3,060 mGy	13,120 mGy/s	0,2332 s	0,325 mmAl			
Tensão kV	20	20	19,80 kV	0,927 mGy	3,472 mGy/s	0,267 s	0,225 mmAl			
	24	20	23,71 kV	1,895 mGy	8,821 mGy/s	0,214778 s	0,277 mmAl		26-06-2015	11:26:36
	32	20	31,83 kV	4,555 mGy	18,164 mGy/s	0,250778 s	0,361 mmAl	0,057 mAs	26-06-2015	11:20:22
	35	20	34,38 kV	5,743 mGy	19,766 mGy/s	0,290556 s	0,383 mmAl		26-06-2015	11:24:00
	28	12	27,69 kV	1,888 mGy	13,043 mGy/s	0,144778 s	0,326 mmAl		26-06-2015	11:28:54
Carga mAs	28	50	27,82 kV	7,736 mGy	13,112 mGy/s	0,59 s	0,327 mmAl		26-06-2015	11:29:27
	28	100	27,83 kV	15,489 mGy	12,445 mGy/s	1,24456 s	0,327 mmAl		26-06-2015	11:30:11
	28	150	27,84 kV	23,198 mGy	12,600 mGy/s	1,84111 s	0,327 mmAl		26-06-2015	11:31:29
	28	200	27,84 kV	30,993 mGy	12,785 mGy/s	2,42411 s	0,327 mmAl		26-06-2015	11:32:05

PMMA	kVp	Un.	Dose	Un.	Rate	Un.	Tempo de Exp.	Un.	HVL	Un.	Data	Hora
45		kV	11,157 mGy		14,579 mGy/s		0,7653 s		0,303 mmAl		26-06-2015	11:55:38
45	26,10	kV	11,045 mGy		14,397 mGy/s		0,7672 s		0,301 mmAl		26-06-2015	11:58:11
45	26,16	kV	11,068 mGy		14,436 mGy/s		0,7667 s		0,301 mmAl		26-06-2015	11:55:38

PMMA (mm)	Tensão	Un.	Dose	Un.	Taxa	Un.	Tempo de Exposição	Un.	HVL	Un.	Dia	Hora
40	27,43	kV	2,897 mGy		10,620 mGy/s		0,272778 s		0,354 mmAl		26-06-2015	15:55:30
20	29,35	kV	0,856 mGy		11,931 mGy/s		0,0717778 s		0,372 mmAl		26-06-2015	15:53:23
30	29,48	kV	1,525 mGy		12,008 mGy/s		0,127 s		0,376 mmAl		26-06-2015	15:51:50
40	25,33	kV	3,316 mGy		9,152 mGy/s		0,362333 s		0,328 mmAl		26-06-2015	15:48:45
45	27,19	kV	3,979 mGy		10,306 mGy/s		0,386111 s		0,355 mmAl		26-06-2015	15:41:02
50	27,08	kV	5,592 mGy		10,313 mGy/s		0,542222 s		0,349 mmAl		26-06-2015	15:40:12
60	27,74	kV	30,770 mGy		25,356 mGy/s		1,21356 s		0,000 mmAl		26-06-2015	15:39:03
70	30,32	kV	178,886 mGy		108,124 mGy/s		1,65444 s		0,000 mmAl		26-06-2015	15:37:26

E.2

Resultados Experimentais: Tomografia Computorizada

ECQ 5.1.1.1 Ruído da Imagem

Medição:	Mean Software	StDev Software	Un.	Ø	Un.	Área	Un.	Nº de pixels
1	8,3	3,3	HU	25,20	mm	498,90	mm ²	2100
2	8,7	3,3	HU	25,30	mm	502,70	mm ²	2116
3	8,6	3,3	HU	25,30	mm	503,60	mm ²	2120
4	8,5	3,2	HU	25,30	mm	503,60	mm ²	2120
5	8,6	3,3	HU	25,30	mm	503,50	mm ²	2120
Média	8,54	3,28	HU					2115
DesvPad	0,15	0,04	HU					

ECQ 5.1.1.2 Uniformidade espacial do #CT

Posição	Mean Software	StDev Software	Un.	Ø	Un.	Área	Un.	Desvio #CT _i - #CT _{Ref}	Desvio (%)	Nº de pixels
1 Centro	8,3	3,2	HU	25,2	mm	498,6	mm ²	--	--	2099
2 Norte	8,1	3,3	HU	25,3	mm	501,9	mm ²	0,15	1,81	2113
3 Este	8,2	3,2	HU	25,2	mm	499,3	mm ²	0,06	0,72	2102
4 Sul	8,5	3,2	HU	25,1	mm	496,0	mm ²	0,24	2,90	2088
5 Oeste	8,1	3,2	HU	25,2	mm	498,3	mm ²	0,18	2,17	2098
						Máximo		0,24	2,90	

ECQ 5.1.1.3 Valor dos #CT para materiais de diferentes densidades

Ar 49,01 mm² Ø 7,90 mm

	Mean Software	StDev. Software	
1	-1016,4	9,8	
2	-1016,5	10,1	
3	-1016,4	10,0	
4	-1016,3	9,9	
5	-1016,2	10,2	
Média	-1016,4	10,00	HU
DesPad	0,11		HU

Teflon 48,62 mm² Ø 7,87 mm

	Mean Software	StDev. Software	
1	960,6	13,6	
2	959,6	14,2	
3	957,0	16,6	
4	962,4	13,6	
5	957,8	16,4	
Média	959,5	14,88	HU
DesPad	2,17		HU

Delrin 50,35 mm² Ø 8,01 mm

	Mean Software	StDev. Software	
1	341,5	11,3	
2	342,5	11,0	
3	342,4	10,6	
4	341,2	11,4	
5	342,7	11,1	
Média	342,1	11,08	HU
DesPad	0,67		HU

Acrílico 49,39 mm² Ø 7,93 mm

	Mean Software	StDev. Software	
1	114,8	9,4	
2	115,0	9,0	
3	114,5	9,7	
4	115,5	9,6	
5	114,5	9,7	
Média	114,9	9,48	HU
DesPad	0,42		HU

Água 48,75 mm² Ø 7,88 mm

	Mean Software	StDev. Software	
1	850,3	274,5	
2	845,8	308,3	
3	787,4	359,5	
4	798,4	355,4	
5	782,7	359,9	
Média	812,9	331,52	HU
DesPad	32,61		HU

Poliestireno 52,01 mm² Ø 8,14 mm

	Mean Software	StDev. Software	
1	-43,9	12,5	
2	-44,4	12,2	
3	-43,9	12,6	
4	-44,1	12,5	
5	-43,7	12,7	
Média	-44,0	12,50	HU
DesPad	0,26		HU

LDPE 51,79 mm² Ø 8,12 mm

	Mean Software	StDev. Software	
1	-105,4	10,3	
2	-106,2	10,6	
3	-105,9	9,6	
4	-104,1	13,4	
5	-106,4	10,8	
Média	-105,6	10,94	HU
DesPad	0,92		HU

PMP 50,15 mm² Ø 7,99 mm

	Mean Software	StDev. Software	
1	-197,8	11,1	
2	-198,5	9,9	
3	-198,8	9,8	
4	-197,5	10,8	
5	-198,6	9,9	
Média	-198,2	10,30	HU
DesPad	0,56		HU

Material	Ø	Un.	Área	Un.	Nº de pixels
Ar	7,90 mm		49,01 mm ²		206
Teflon	7,87 mm		48,62 mm ²		205
Delrin	8,01 mm		50,35 mm ²		212
Acrílico	7,93 mm		49,39 mm ²		208
Água	7,88 mm		48,75 mm ²		205
Poliestireno	8,14 mm		52,01 mm ²		219
LDPE	8,12 mm		51,79 mm ²		218
PMP	7,87 mm		48,70 mm ²		205

Material	Limites	Un	Valor médio	% de desvio
Ar	-1046 -986	HU	-1016	2,95%
Teflon	940 1060	HU	1000	6,00%
Delrin	344 387	HU	366	5,88%
Acrílico	92 137	HU	115	19,65%
Água	-7 7	HU	0	
Poliestireno	-65 -29	HU	-47	-38,30%
LDPE	-121 -87	HU	-104	16,35%
PMP	-200 -172	HU	-186	7,53%

ECQ 5.1.1.4 Resolução de alto contraste (resolução espacial)

	Medido	Referência
2 % da MTF	8,23	9,29
10 % da MTF	6,64	6,65
50 % da MTF	3,66	3,84

Medições:	Pessoas não treinadas	
	Nº de estruturas visíveis	Espaçamento
1	6	0.83 mm
2	6	0.83 mm
3	7	0.71 mm
4	7	0.71 mm
5	8	0.63 mm
6	7	0.71 mm
7	7	0.71 mm
8	6	0.83 mm
9	7	0.71 mm
10	8	0.63 mm
11	7	0.71 mm
12	7	0.71 mm
13	6	0.83 mm
14	6	0.83 mm
15	6	0.83 mm
Média:	6,73	
DesvPad	0,70	

Supra-Slice

		1,0%		0,5%		0,3%		
		Diâmetro: 7,3 mm		Diâmetro: 7,4 mm		Diâmetro: 7,3 mm		
		Área: 41,6 mm ²		Área: 42,6 mm ²		Área: 42 mm ²		
Estrutura	N.º de pixels:	175 pixels		179 pixels		177 pixels		
	Mean Software	StDev Software						
	48,9	9,5		45,4	7,4		44,1	
	47,8	9,8		46,0	7,3		43,3	
	47,9	9,8		45,6	7,6		43,1	
	48,7	8,9		46,8	7,5		43,1	
	48,0	10,3		46,5	7,3		42,8	
	Média:	48,3	9,7	Média:	46,1	7,4	Média:	43,3
	DesvPad:	0,50		DesvPad:	0,59		DesvPad:	0,49

		7,3 mm		7,3 mm		7,2 mm		
		Área: 41,4 mm ²		Área: 41,4 mm ²		Área: 40,4 mm ²		
Fundo	N.º de pixels:	174 pixels		174 pixels		170 pixels		
	Mean Software	StDev Software						
	34,7	8,2		39,3	8,7		39,4	
	34,4	8,1		40,7	7,5		38,9	
	34,7	7,8		39,8	8,4		38,9	
	33,5	7,5		39,8	8,0		39,1	
	34,7	7,7		40,2	8,0		37,8	
	Média:	34,4	7,9	Média:	40,0	8,1	Média:	38,8
	DesvPad:	0,52		DesvPad:	0,52		DesvPad:	0,61

SubSlice

		7 mm		5 mm		3 mm		
		Diâmetro: 7,3 mm		Diâmetro: 7,3 mm		Diâmetro: 7,3 mm		
		Área: 42,1 mm ²		Área: 41,8 mm ²		Área: 42 mm ²		
Estrutura		Mean Software	StDev Software	Mean Software	StDev Software	Mean Software	StDev Software	
		50,1	9,5	51,8	10,0	52,0	8,4	
		49,6	9,8	51,5	10,4	51,7	7,8	
		50,1	9,8	52,1	10,2	51,7	7,9	
		49,8	8,9	51,8	10,0	50,5	8,2	
		49,5	10,3	51,9	9,5	51,7	7,9	
	Média:	49,8	9,7	Média:	51,8	10,0	Média:	51,5
	DesvPad:	0,28		DesvPad:	0,22		DesvPad:	0,58

		7,3 mm		7,3 mm		7,2 mm		
		Área: 41,5 mm ²		Área: 42,1 mm ²		Área: 41 mm ²		
Fundo		Mean Software	StDev Software	Mean Software	StDev Software	Mean Software	StDev Software	
		39,1	9,9	43,0	9,5	41,0	9,0	
		38,4	8,8	43,1	10,1	41,3	9,4	
		40,5	8,8	40,5	10,0	41,3	9,3	
		38,4	8,1	40,4	10,1	39,9	8,2	
		39,1	8,4	40,6	9,9	39,5	8,2	
	Média:	39,1	8,8	Média:	41,52	9,9	Média:	40,6
	DesvPad:	0,9		DesvPad:	1,4		DesvPad:	0,8

F.1

Balanços de Incerteza: Mamografia Digital

ECQ 4.1.1 Qualidade da Radiação

ECQ 4.1.1.1 Exatidão da tensão (módulo)

Tolerâncias	
DL 180	PECCRD
$\leq 1 \text{ kV} (25-31 \text{ kV})$	$\leq 1 \text{ kV}$

$$\text{Erro} = kV_{\text{medido}} - kV_{\text{nominal}}$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade c_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da componente
Tensão medida, kV_{medido}	23,71 kV	Dispersão das leituras de medição	Desvio Padrão Experimental da Média	0,06 kV	5	0,026 kV	A / normal	1,00	0,026 kV	1	7E-04 (kV) ²	4	0,1%
		Resolução do detector	Especificação do fabricante			0,005 kV	B / retangular	1,73	0,003 kV	1	8E-06 (kV) ²	9E+99	0,0%
		EMA do detector	Especificação do fabricante			0,500 kV	B / retangular	1,73	0,289 kV	1	8E-02 (kV) ²	9E+99	14,0%
		Reprodutibilidade	Especificação do fabricante			0,237 kV	B / retangular	1,73	0,137 kV	1	2E-02 (kV) ²	9E+99	3,1%
		Dependência com a distância	Especificação do fabricante			0,119 kV	B / retangular	1,73	0,068 kV	1	5E-03 (kV) ²	9E+99	0,8%
		Dependência com o ângulo	Especificação do fabricante			0,119 kV	B / retangular	1,73	0,068 kV	1	5E-03 (kV) ²	9E+99	0,8%
Tensão nominal, kV_{nominal}	24,00 kV	Tolerância do equipamento	Especificação do fabricante			1,200 kV	B / retangular	1,73	0,693 kV	-1	5E-01 (kV) ²	9E+99	80,4%
Σ											6E-01 (kV) ²		

Exatidão da tensão:	$0,3 \pm 1,5$	kV
---------------------	---------------	----

Incerteza padrão combinada, u_c	0,77 kV	N. de graus de liberdade:	3E+06
Fator de expansão, k	2,00		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	1,5 kV		

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	CONFORME	CONFORME	CONFORME
	NÃO CONFORME	CONFORME	NÃO CONFORME

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade C_i Un.	Componente quadrática $[C_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da liberdade componente
Tensão medida, kV_{medios}	31.83 kV	Dispersão das leituras de medição	Desvio Padrão Experimental da Média	0.06 kV	5	0.026 kV	A / normal	1.00	0.026 kV	1	7E-04 (kV) ²	4	0,1%
		Resolução do detetor	Especificação do fabricante			0.005 kV	B / retangular	1.73	0.003 kV	1	8E-06 (kV) ²	9E+99	0,0%
		EMA do detetor	Especificação do fabricante			0.637 kV	B / retangular	1.73	0.368 kV	1	1E-01 (kV) ²	9E+99	12,9%
		Reprodutibilidade	Especificação do fabricante			0.318 kV	B / retangular	1.73	0.184 kV	1	3E-02 (kV) ²	9E+99	3,2%
		Dependência com a distância	Especificação do fabricante			0.159 kV	B / retangular	1.73	0.092 kV	1	8E-03 (kV) ²	9E+99	0,8%
		Dependência com o ângulo	Especificação do fabricante			0.159 kV	B / retangular	1.73	0.092 kV	1	8E-03 (kV) ²	9E+99	0,8%
		Dependência com a orientação	Especificação do fabricante			0.159 kV	B / retangular	1.73	0.092 kV	1	8E-03 (kV) ²	9E+99	0,8%
Tensão nominal, $kV_{nominal}$	32.00 kV	Tolerância do equipamento	Especificação do fabricante			1.600 kV	B / retangular	1.73	0.924 kV	-1	9E-01 (kV) ²	9E+99	81,4%
Σ 1E+00 (kV) ²													

Exatidão da tensão: $0,2 \pm 2,0$ kV

Incerteza padrão combinada, u_c 1.02 kV N. de graus de liberdade: 9E+06
 Fator de expansão, k 2.00
 Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 2.0 kV

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180 CONFORME	EC RP 162 CONFORME	PECCRD CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza:	NÃO CONFORME	NÃO CONFORME	NÃO CONFORME

$$Erro_i = kV_{médio} - kV_{medido_i}$$

$$kV_{médio} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n kV_{medido_i}$$

ECQ 4.1.1.2 Repetibilidade da tensão (módulo)

Tolerâncias	
DL 180 < 0,5 kV	EC RP 162 PECCRD ≤ 0,5 kV

Grandezas, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão u(x _i) Un.	Coefficiente de sensibilidade c _i Un.	Componente quadrática [c _i ·u(x _i)] ² Un.	N. graus de liberdade v _i	% da componente
Tensão média, kV _{médio}	27,76 kV	Resolução do detetor	Especificação do fabricante			0,005 kV	B / retangular	1,73	0,003 kV	0,45	2E-06 (kV) ²	9E+99	0,0%
		EMA do detetor	Especificação do fabricante			0,555 kV	B / retangular	1,73	0,320 kV	0,45	2E-02 (kV) ²	9E+99	11,6%
		Reprodutibilidade	Especificação do fabricante			0,278 kV	B / retangular	1,73	0,160 kV	0,45	5E-03 (kV) ²	9E+99	2,9%
		Dependência com a distância	Especificação do fabricante			0,139 kV	B / retangular	1,73	0,080 kV	0,45	1E-03 (kV) ²	9E+99	0,7%
		Dependência com o ângulo	Especificação do fabricante			0,139 kV	B / retangular	1,73	0,080 kV	0,45	1E-03 (kV) ²	9E+99	0,7%
		Dependência com a orientação	Especificação do fabricante			0,139 kV	B / retangular	1,73	0,080 kV	0,45	1E-03 (kV) ²	9E+99	0,7%
Tensão média, kV _{médio}	27,69 kV	Resolução do equipamento	Especificação do fabricante			0,005 kV	B / retangular	1,73	0,003 kV	-1	8E-06 (kV) ²	9E+99	0,0%
		EMA do detetor	Especificação do fabricante			0,554 kV	B / retangular	1,73	0,320 kV	-1	1E-01 (kV) ²	9E+99	57,9%
		Reprodutibilidade	Especificação do fabricante			0,277 kV	B / retangular	1,73	0,160 kV	-1	3E-02 (kV) ²	9E+99	14,5%
		Dependência com a distância	Especificação do fabricante			0,138 kV	B / retangular	1,73	0,080 kV	-1	6E-03 (kV) ²	9E+99	3,6%
		Dependência com o ângulo	Especificação do fabricante			0,138 kV	B / retangular	1,73	0,080 kV	-1	6E-03 (kV) ²	9E+99	3,6%
		Dependência com a orientação	Especificação do fabricante			0,138 kV	B / retangular	1,73	0,080 kV	-1	6E-03 (kV) ²	9E+99	3,6%

$$\Sigma \quad 2E-01 \quad (kV)^2$$

Repetibilidade da tensão:	0,07 ± 0,84 kV
---------------------------	----------------

Incerteza padrão combinada, <i>u_c</i> Fator de expansão, <i>k</i> Incerteza expandida (nível de confiança 95%), <i>U</i>	0,42 kV 2,00 0,84 kV	N. de graus de liberdade: 2E+100
---	----------------------------	-------------------------------------

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	CONFORME	--	CONFORME
	NÃO CONFORME	--	NÃO CONFORME

ECQ 5.1.1.5 Resolução de baixo contraste (limiar de contraste)

Pessoas não-treinadas												
	Supra-Slice						Subslice					
	1,0%		0,5%		0,3%		3 mm		5 mm		7 mm	
	Nº de estruturas visíveis	Ø	Nº de estruturas visíveis	Ø	Nº de estruturas visíveis	Ø	Nº de estruturas visíveis	Ø	Nº de estruturas visíveis	Ø	Nº de estruturas visíveis	Ø
1	8	3 mm	4	7 mm	2	9 mm	3	5 mm	3	5 mm	3	5 mm
2	8	3 mm	5	6 mm	0	#N/D	4	3 mm	3	5 mm	2	7 mm
3	6	5 mm	1	15 mm	1	15 mm	3	5 mm	2	7 mm	2	7 mm
4	6	5 mm	5	6 mm	0	#N/D	3	5 mm	3	5 mm	3	5 mm
5	7	4 mm	2	9 mm	2	9 mm	3	5 mm	2	7 mm	2	7 mm
6	7	4 mm	5	6 mm	3	8 mm	2	7 mm	2	7 mm	2	7 mm
7	9	2 mm	3	8 mm	2	9 mm	4	3 mm	3	5 mm	3	5 mm
8	8	3 mm	3	8 mm	0	#N/D	2	7 mm	3	5 mm	3	5 mm
9	7	4 mm	1	15 mm	0	#N/D	3	5 mm	3	5 mm	2	7 mm
10	8	3 mm	7	4 mm	0	#N/D	4	3 mm	3	5 mm	4	3 mm
11	5	6 mm	2	9 mm	1	15 mm	3	5 mm	3	5 mm	2	7 mm
12	6	5 mm	2	9 mm	0	#N/D	3	5 mm	1	9 mm	3	5 mm
13	8	3 mm	3	8 mm	2	9 mm	4	3 mm	3	5 mm	3	5 mm
14	8	3 mm	4	7 mm	0	#N/D	3	5 mm	3	5 mm	3	5 mm
15	7	4 mm	1	15 mm	0	#N/D	2	7 mm	3	5 mm	3	5 mm
Média:	7	estruturas	3	estruturas	1	estruturas	3	estruturas	3	estruturas	3	estruturas
DesvPad	1,08	estruturas	1,78	estruturas	1,06	estruturas	0,70	estruturas	0,62	estruturas	0,62	estruturas

ECQ 4.1.1.3 HVL

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162 PECCRD
-----	$\geq 0,28 \text{ mm de Al}$ $\text{KV}/100+0,03 \leq \text{HVL}$ $\leq \text{KV}/100 + C^*$ (a 28 kV para Mo/Mo)

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	Un.	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Coefficiente de sensibilidade c_i	Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$	Un.	N. graus de liberdade v_i	% da liberdade componente	
HVL ₁ , HVL _{médio}	0,326	mm Al	Dispersão das leituras de medição	Desvio Padrão Experimental da Média	0,001	mm Al	10	2,37E-04	mm Al	A / normal	1,00	2E-04	mm Al	1	--	6E-08	(mm Al) ²	9	0,1%	
			Resolução do detector	Especificação do fabricante					5,00E-03	mm Al	B / retangular	1,73	3E-03	mm Al	1	--	8E-06	(mm Al) ²	9E+99	8,6%
			EMA do detector	Especificação do fabricante					1,63E-02	mm Al	B / retangular	1,73	9E-03	mm Al	1	--	9E-05	(mm Al) ²	9E+99	91,4%
Σ																1E-04	(mm Al) ²			

HVL @ 27,75 kV: 0,33 ± 0,02 mm Al

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	CONFORME	CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza:	--	CONFORME	CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c	0,01 mm Al	N. de graus de liberdade:	3E+07
Fator de expansão, k	2,00		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,02 mm Al	(Absoluta)	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	6,0%	(Relativa)	

ECQ 4.1.2 Tempo de Exposição

ECQ 4.1.2.1 Tempo de Exposição

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162 PECCRD
< 2 s, para 45 mm de PMMA	≤ 2 s, para 45 mm de PMMA

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	Un.	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Coefficiente de sensibilidade G_i	Un.	Componente quadrática $[C_i \cdot u(x_i)]^2$	Un.	N. graus de liberdade v_i	% da componente						
Tempo de Exposição Médio, $t_{\text{médio}}$	0,767	s	Dispersão das leituras de medição.	Desvio Padrão Experimental da Média	0,001	s	3	0,001	s	B / retangular	1,73	3E-04	s	1	--	8E-08	s ²	2	0,8%						
			Resolução do detector	Especificação do fabricante					0,001	s	B / retangular	1,73	3E-04	s	1	--	8E-08	s ²	9E+99	0,8%					
			EMA do detector	Especificação do fabricante					0,004	s	B / retangular	1,73	2E-03	s	1	--	5E-06	s ²	9E+99	49,2%					
			Reprodutibilidade	Especificação do fabricante					0,004	s	B / retangular	1,73	2E-03	s	1	--	5E-06	s ²	9E+99	49,2%					
Σ																1E-05	s ²								

Tempo de Exposição: 0,767 ± 0,006 s

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180 CONFORME	EC RP 162 CONFORME	PECCRD CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza:	DL 180 CONFORME	EC RP 162 CONFORME	PECCRD CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c	0,003 s	N. de graus de liberdade: 3E+04
Fator de expansão, k	2,00	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,006 s	(Absoluta)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,8%	(Relativa)

ECQ 4.1.3 Emissão da Radiação

ECQ 4.1.3.1 Repetibilidade da Emissão

Tolerâncias	
DL 180	PECCRD
EC RP 162	≤ 5%

$$E_{1 \text{ metro}} = \frac{D_{1 \text{ metro}}}{m.A.s} \quad \text{Erro (\%)} = \frac{|Emiss\tilde{a}o_{1 \text{ metro}} - Emiss\tilde{a}o_{1 \text{ metro } i}|}{Emiss\tilde{a}o_{1 \text{ metro } \text{m\acute{e}dia}}$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão u(x _i) Un.	Coefficiente de sensibilidade C _i	Un.	Componente quadrática [C _i ·u(x _i)] ² Un.	N. graus de liberdade v _i	% da componente
Média Dose, D _{média}	3,05 mGy	Dispersão das leituras	Desvio Padrão Experimental da Média	0,14 mGy	5	0,061 mGy	A / normal	1,00	6E-02 mGy	3E-01	%/mGy	4E-04 (%) ²	4	18,0%
		Resolução do detector	Especificação do fabricante			0,003 mGy	B / retangular	1,73	1E-03 mGy	3E-01	%/mGy	2E-07 (%) ²	9E+99	0,0%
		EMA do detector	Especificação do fabricante			0,153 mGy	B / retangular	1,73	9E-02 mGy	3E-01	%/mGy	8E-04 (%) ²	9E+99	37,9%
		Reprodutibilidade	Especificação do fabricante			0,031 mGy	B / retangular	1,73	2E-02 mGy	3E-01	%/mGy	3E-05 (%) ²	9E+99	1,5%
		Dependência com a temperatura	Especificação do fabricante			0,003 mGy	B / retangular	1,73	2E-03 mGy	3E-01	%/mGy	3E-07 (%) ²	9E+99	0,0%
		Back Scattering	Especificação do fabricante			0,031 mGy	B / retangular	1,73	2E-02 mGy	3E-01	%/mGy	3E-05 (%) ²	9E+99	1,5%
Carga, mA.s	20,00 mA.s	Tolerância do equipamento	Especificação do fabricante			2,200 mA.s	B / retangular	1,73	1E+00 mA.s	0E+00	%/mA.s	0E+00 (%) ²	9E+99	0,0%
		Resolução do detector	Especificação do fabricante			0,003 mGy	B / retangular	1,73	1E-03 mGy	-3E-01	%/mGy	2E-07 (%) ²	9E+99	0,0%
Dose, D _i	3,04 mGy	EMA do detector	Especificação do fabricante			0,152 mGy	B / retangular	1,73	9E-02 mGy	-3E-01	%/mGy	8E-04 (%) ²	9E+99	37,9%
		Reprodutibilidade	Especificação do fabricante			0,030 mGy	B / retangular	1,73	2E-02 mGy	-3E-01	%/mGy	3E-05 (%) ²	9E+99	1,5%
		Dependência com a temperatura	Especificação do fabricante			0,003 mGy	B / retangular	1,73	2E-03 mGy	-3E-01	%/mGy	3E-07 (%) ²	9E+99	0,0%
		Back Scattering	Especificação do fabricante			0,030 mGy	B / retangular	1,73	2E-02 mGy	-3E-01	%/mGy	3E-05 (%) ²	9E+99	1,5%
Σ 2,2E-03 (%) ²														

Erro máximo para a Emissão da Radiação @1 metro: 0,28% ± 0,09

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	--	CONFORME
	--	--	CONFORME

Incerteza padrão combinada, u _c	0,05 %	N. de graus de liberdade:	1E+02
Fator de expansão, k	2,02		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,09 %		

ECQ 4.1.3.2 Constância da Emissão com mudanças na carga

Tolerâncias	
DL 180	ECRP 162 PECCRD
---	Coefficiente de linearidade $\leq 0,1$

$$\text{Coeficiente de linearidade} = \frac{Emiss\tilde{a}O_{M\acute{a}x.} - Emiss\tilde{a}O_{M\acute{i}n.}}{Emiss\tilde{a}O_{M\acute{a}x.} + Emiss\tilde{a}O_{M\acute{i}n.}}$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade c_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da liberdade componente
Dose máxima, D_{max}	1,89 mGy	Resolução do detetor	Especificação do fabricante			0,003	B / retangular	1,73	1E-03 mGy	3E-01	1E-07	9E+99	0,0%
		EMA do detetor	Especificação do fabricante			0,094	B / retangular	1,73	5E-02 mGy	3E-01	2E-04	9E+99	8,0%
		Reprodutibilidade do fabricante	Especificação do fabricante			0,019	B / retangular	1,73	1E-02 mGy	3E-01	8E-06	9E+99	0,3%
		Dependência com a temperatura	Especificação do fabricante			0,002	B / retangular	1,73	1E-03 mGy	3E-01	8E-08	9E+99	0,0%
Carga, mAs_{max}	12,00 mA.s	Back Scattering	Especificação do fabricante			0,019	B / retangular	1,73	1E-02 mGy	3E-01	8E-06	9E+99	0,3%
		Tolerância do equipamento	Especificação do fabricante			1,400	B / retangular	1,73	8E-01 mA.s	-4E-02	1E-03	9E+99	43,7%
Dose mínima, D_{min}	3,05 mGy	Resolução do detetor	Especificação do fabricante			0,003	B / retangular	1,73	1E-03 mGy	-2E-01	6E-08	9E+99	0,0%
		EMA do detetor	Especificação do fabricante			0,153	B / retangular	1,73	9E-02 mGy	-2E-01	2E-04	9E+99	8,0%
		Reprodutibilidade do fabricante	Especificação do fabricante			0,031	B / retangular	1,73	2E-02 mGy	-2E-01	8E-06	9E+99	0,3%
		Dependência com a temperatura	Especificação do fabricante			0,003	B / retangular	1,73	2E-03 mGy	-2E-01	8E-08	9E+99	0,0%
Carga, mAs_{min}	20,00 mA.s	Back Scattering	Especificação do fabricante			0,031	B / retangular	1,73	2E-02 mGy	-2E-01	8E-06	9E+99	0,3%
		Tolerância do equipamento	Especificação do fabricante			2,200	B / retangular	1,73	1E+00 mA.s	2E-02	1E-03	9E+99	38,9%

Σ 3E-03

Coefficiente de sensibilidade: $0,02 \pm 0,10$

Incerteza padrão combinada, u_c	0,05 --	N. de graus de liberdade:	3E+100
Fator de expansão, k	2,00		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,10 --		

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza:	--	--	NÃO CONFORME

ECQ 4.1.4 Parâmetros Geométricos

ECQ 4.1.4.1 Distância foco-receptor de imagem

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162 PECCRD
> 600 mm	— ≥ 600 mm

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade C_i Un.	Componente quadrática $[C_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da liberdade componente
Distância foco-receptor de imagem média, $d_{méd}$	582,00 mm	Dispersão das leituras de medição	Desvio Padrão Experimental da Média	0,00 mm	5	0,000	A / normal	1,00	0,00 mm	1	0E+00 mm ²	4	0,0%
		IMA do instrumento							0,12 mm	1	1E-02 mm ²	9E+99	16,0%
	Resolução do instrumento	0,29 mm	1	8E-02 mm ²	9E+99	86,2%							
Σ											0,10 mm ²		

Distância foco-receptor de imagem: 582,00 ± 0,62 mm

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	NÃO CONFORME	--	NÃO CONFORME
	NÃO CONFORME	--	NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c	0,31 mm	N. de graus de liberdade:	1E+100
Fator de expansão, k	2,00		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,62 mm	(Absoluta)	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,11%	(Relativa)	

ECQ 4.1.4.2 Alinhamento do recetor de imagem-campo de raios X

Tolerâncias		
DL 180	EC RP 162	PECCRD
* Lado do tórax: ≤ 5 mm a distância entre recetor de imagem e o limite do campo de radiação; * Laterais: o campo de raios X deve cobrir o recetor até às margens.	* Lado do tórax: ≤ 5 mm a distância entre recetor de imagem e o limite do campo de radiação; * ≤ 5 mm a além do recetor de imagem em qualquer dos lados"	* Lado do tórax: ≤ 5 mm, para distância entre recetor de imagem e limite do campo de radiação; * Campo de radiação não deve ultrapassar o tabuleiro

Este é um teste visual que envolve a observação de luz pelo que não foram realizadas medições quantitativas. Registou-se apenas que o campo de raios X cobre a película até às margens, sem ultrapassar o tabuleiro de suporte da mama.

ECQ 4.1.5 Grelha Antidifusora

ECQ 4.1.5.1 Grelha Antidifusora

Tolerâncias		
DL 180	EC RP 162	PECCRD
≤ 3	---	< 3

Este ensaio não foi realizado uma vez que não é possível remover a grelha do equipamento.

ECQ 4.1.6 Compressão

ECQ 4.1.6.1 Força de Compressão

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162 PECCRD
Automática: 150-200 N	Automática: 150-200 N
Manual: ≤ 300 N	Manual: < 300 N

Força de compressão manual:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade C_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da componente
Força de compressão manual média, F_{manual} média	184,75 N	Dispersão das leituras de medição.	Desvio Padrão Experimental da Média	1,95	3	1,12	A / normal	1,00	1,12	1	1,26	2	23,3%
		Resolução do dinamômetro	Especificação do fabricante			1,25	B / retangular	1,73	0,72	1	0,52	9E+99	9,6%
		Erro do dinamômetro	Certificado de calibração			2,45	B / retangular	1,73	1,42	1	2,00	9E+99	37,0%
		Incerteza de calibração	Certificado de calibração			0,57	B / normal	2,00	0,28	1	0,08	9E+99	1,5%
		Deriva do dinamômetro	Certificado de calibração			2,16	B / retangular	1,73	1,25	1	1,55	9E+99	28,6%
	18,84 kgf										Σ 5,42	N ²	

Força de compressão manual:	184,8 ± 5	N
-----------------------------	-----------	---

Incerteza padrão combinada, u_c	2,33 N	N. de graus de liberdade:
Fator de expansão, k	2,07	4E+01
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	5 N	(Absoluta)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	2,6%	(Relativa)

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	CONFORME	CONFORME
	--	CONFORME	CONFORME

Força de compressão automática:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade C_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da componente
Força de compressão automática média, F _{Auto,média}	175,00 N	Dispersão das leituras de medição	Desvio Padrão Experimental da Média	4,08 N	3	2,36	A / normal	1,00	2,36 N	1	5,56 N ²	2	57,2%
		Resolução do dinamômetro	Especificação do fabricante			1,25	B / retangular	1,73	0,72 N	1	0,52 N ²	9E+99	5,4%
		Erro do dinamômetro	Certificado de calibração			2,45	B / retangular	1,73	1,42 N	1	2,00 N ²	9E+99	20,6%
		Incerteza de calibração	Certificado de calibração			0,57	B / normal	2,00	0,28 N	1	0,08 N ²	9E+99	0,8%
		Deriva do dinamômetro	Certificado de calibração			2,16	B / retangular	1,73	1,25 N	1	1,55 N ²	9E+99	16,0%
Σ											9,71 N ²		

17,84 kgf

Força de compressão automática:	175 ± 8 N
---------------------------------	-----------

Incerteza padrão combinada, u_c	3,12 N	N. de graus de liberdade: 6E+00
Fator de expansão, k	2,52	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U (Absoluta)	8 N	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U (Relativa)	4,5%	

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	CONFORME	CONFORME	CONFORME

ECQ 4.1.6.2 Alinhamento do prato de compressão

Tolerâncias		
DL 180	EC RP 162 PECCRD	
Cargas simétricas: < 5 mm	---	Cargas simétricas: ≤ 5 mm
Cargas assimétricas: < 15 mm		

Neste ensaio não foram realizadas medições quantitativas.

ECQ 4.1.7 Controle Automático da Exposição: CR e DDR

ECQ 4.1.7.1 Repetibilidade do CAE

Tolerâncias

DL 180	EC RP 162	PECCRD
---	---	DG _m : erro máximo ≤ 5% RSR: erro máximo ≤ 5%

$$RSR_i = \frac{VMP_i}{DVP_i}$$

$$Erro RSR (\%) = \frac{|RSR_{médio} - RSR_i|}{RSR_{médio}} \cdot 100$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão u(x _i)	Un.	Coefficiente de sensibilidade c _i	Componente quadrática [c _i ·u(x _i)] ²	N. graus de liberdade v _i	% da componente	
VMP _{médio}	3002,5	US	Dispersão das medições (Reprodutibilidade) Resolução do software	Desvio Padrão Experimental da Média da Especificação do fabricante	6,3	3	3,64	US	A / normal	1,00	3,64	US	-0,04	%/US 2E-02	(%) ²	2	0,1%
DVP _{médio}	80,7	US	Dispersão das medições (Reprodutibilidade) Resolução do software	Desvio Padrão Experimental da Média da Especificação do fabricante	6,5	3	3,76	US	A / normal	1,00	0,03	US	-0,04	%/US 1E-06	(%) ²	9E+99	0,0%
VMP _i	3001,2	US	Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05	US	B / retangular	1,73	0,03	US	1,36	%/US 3E+01	(%) ²	2	99,9%
DVP _i	73,4	US	Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05	US	B / retangular	1,73	0,03	US	1,36	%/US 2E-03	(%) ²	9E+99	0,0%
							0,05	US	B / retangular	1,73	0,03	US	0,04	%/US 1E-06	(%) ²	9E+99	0,0%
							0,05	US	B / retangular	1,73	0,03	US	-1,50	%/US 2E-03	(%) ²	9E+99	0,0%
														Σ 3E+01	(%) ²		

Erro máximo RSR:	10 ± 23	%
------------------	---------	---

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	--	NÃO CONFORME
			NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u _c	5,12 %	N. de graus de liberdade:
Fator de expansão, k	4,53	2E+00
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	23 %	

ECQ 4.1.7.2 Compensação do CAE com a espessura

Tolerâncias		
DL 180	EC RP 162	PECCRD
	RCR:	RCR:
	20 mm de PMMA: $\geq 115\%$	20 mm de PMMA: $> 115\%$
	30 mm de PMMA: $\geq 110\%$	30 mm de PMMA: $> 110\%$
	40 mm de PMMA: $\geq 105\%$	40 mm de PMMA: $> 105\%$
	45 mm de PMMA: $\geq 103\%$	45 mm de PMMA: $> 103\%$
	50 mm de PMMA: $\geq 100\%$	50 mm de PMMA: $> 100\%$
	60 mm de PMMA: $\geq 95\%$	60 mm de PMMA: $> 95\%$
	70 mm de PMMA: $\geq 90\%$	70 mm de PMMA: $> 90\%$

Este ensaio não foi realizado uma vez que, a Unidade Técnica de Proteção Radiológica do ISQ, não tinha disponível, à data da realização dos ensaios objetos da tese, a amostra de alumínio com a espessura necessária à avaliação da compensação do CAE com a espessura.

ECO 4.1.7.3 Constância do funcionamento do CAE (módulo)

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162 PECCRD
---	---

* Kerma no ar: erro ≤ 10%
 * VMP: erro < 10%
 * RSR: erro ≤ 10%

$$\text{Erro VMP (\%)} = \frac{|VMP_{\text{médio}} - VMP_1|}{VMP_{\text{médio}}} \cdot 100$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão u(x _i) Un.	Coefficiente de sensibilidade c _i	Componente quadrática [c _i ·u(x _i)] ² Un.	N. graus de liberdade v _i	% da componente
VMP _{médio}	2995,7 US	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	78,9 US	209382	0,17 US	A / normal	1,00	0,17 US	-0,03	3E-05 (%) ²	209381	0,1%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	5,9 US	3	3,43 US	A / normal	1,00	3,43 US	-0,03	1E-02 (%) ²	2E+00	47,1%
		Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05 US	B / retangular	1,73	0,03 US	-0,03	9E-07 (%) ²	9E+99	0,0%
		Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	80,7 US	209058	0,18 US	A / normal	1,00	0,18 US	0,03	3E-05 (%) ²	209057	0,1%
VMP ₁	3002,5 US	Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	6,3 US	3	3,64 US	A / normal	1,00	3,64 US	0,03	1E-02 (%) ²	2E+00	52,7%
		Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05 US	B / retangular	1,73	0,03 US	0,03	9E-07 (%) ²	9E+99	0,0%
											Σ 3E-02 (%) ²		

Erro máximo VMP: 0,2% ± 0,5

Incerteza padrão combinada, u _c	0,17 %	N. de graus de liberdade:	209381
Fator de expansão, k	2,87		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,5 %		

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	--	CONFORME

$$\text{Erro RSR} (\%) = \frac{|RSR_{\text{médio}} - RSR_i|}{RSR_{\text{médio}}} \cdot 100$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Un. Padrão	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão u(x) Un.	Coefficiente de sensibilidade c _i	Componente quadrática Un. [c _i ·u(x)] ²	N. graus de liberdade v _i	% da componente
VMP _{médio}	2995,7 US	Dispersão das medições (Reprodutibilidade) Resolução do software	Desvio Padrão Experimental da Média Especificação do fabricante	5,9 US	3	3,43 US	A / normal B / retangular	1,00	3,43 US	-0,03	1E-02 (%) ²	2,00E+00	0,4%
DVP _{médio}	78,9 US	Dispersão das medições (Reprodutibilidade) Resolução do software	Desvio Padrão Experimental Especificação do fabricante	2,5 US	3	1,45 US	A / normal B / retangular	1,00	1,45 US	1,31	4E+00 (%) ²	2,00E+00	99,5%
VMP _i	2991,4 US	Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05 US	B / retangular	1,73	0,03 US	1,31	1E-03 (%) ²	9,00E+99	0,0%
DVP _i	76,0 US	Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05 US	B / retangular	1,73	0,03 US	-1,36	2E-03 (%) ²	9,00E+99	0,0%
Σ												4E+00 (%) ²	

Erro máximo RSR: 3,6 ± 8,7 %

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza:	--	--	NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u _c	1,91 %	N. de graus de liberdade:	2E+00
Fator de expansão, k	4,53		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	8,7 %		

ECQ 4.1.7.4 Reprodutibilidade entre sensores CAE

Tolerâncias	
DL 180	PECCRD
EC RP 162	PECCRD
---	* Carga: erro ≤ 10%
---	* RSR: erro ≤ 20%

Este ensaio não foi realizado uma vez que o equipamento só dispõe de um suporte para a mama e apenas há um sensor CAE que é mudado de posição, consoante a zona da mama a ser analisada.

ECQ 4.1.8 Dosimetria

ECQ 4.1.8.1 Dose de referência (kerma no ar livre à superfície de entrada do fantoma)

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162
40 mm de PMMA ≤ 10 mGy	PECCRD
45 mm de PMMA < 12 mGy	---
50 mm de PMMA < 20 mGy	---

$$ESAK = D \cdot \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2$$

ESAK 40 mm de PMMA

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	Un.	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Coefficiente de sensibilidade C_i	Componente quadrática $[C_i \cdot u(x_i)]^2$	Un.	N. graus de liberdade v_i	% da liberdade componente	
Dose, D	3,32	mGy	Dispersão das leituras	Desvio Padrão Experimental da Média	0,14	mGy	5	0,061	mGy	A / normal	1,00	0,061	mGy	0,95	3E-03	(mGy) ²	4	27,1%	
			Resolução do detector	Especificação do fabricante					0,003	mGy	B / retangular	1,73	0,001	mGy	0,95	2E-06	(mGy) ²	9E+99	0,0%
			EMA do detector	Especificação do fabricante					0,166	mGy	B / retangular	1,73	0,096	mGy	0,95	8E-03	(mGy) ²	9E+99	67,2%
			Reprodutibilidade	Especificação do fabricante					0,033	mGy	B / retangular	1,73	0,019	mGy	0,95	3E-04	(mGy) ²	9E+99	2,7%
			Dependência com temperatura	Especificação do fabricante					0,003	mGy	B / retangular	1,73	0,002	mGy	0,95	3E-06	(mGy) ²	9E+99	0,0%
			Back Scattering	Especificação do fabricante					0,033	mGy	B / retangular	1,73	0,019	mGy	0,95	3E-04	(mGy) ²	9E+99	2,7%
Distância, d_1	547,00	mm	Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância				0,622	mm	B / normal	2,00	0,311	mm	0,01	1E-05	(mGy) ²	9E+99	0,1%	
			Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância					0,622	mm	B / normal	2,00	0,311	mm	-0,01	1E-05	(mGy) ²	9E+99	0,1%
Distância, d_2	14,00	mm	Medição da espessura do detector	Especificação do fabricante				0,500	mm	B / retangular	1,73	0,289	mm	-0,01	1E-05	(mGy) ²	9E+99	0,1%	
Σ												1E-02	(mGy) ²						

ESAK @ 40 mm de PMMA: 3,32 ± 0,23 mGy

Incerteza padrão combinada, u_c	0,11 mGy	N. de graus de liberdade: 5E+01
Fator de expansão, k	2,05	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,23 mGy	(Absoluta)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	6,9%	(Relativa)

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	CONFORME	---	---
	CONFORME	---	---

ESAK

45 mm de PMMA

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x)$	Un.	Coefficiente de sensibilidade C_i	Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x)]^2$	Un.	N. graus de liberdade ν_i	% da componente	
Dose, D	3,98	mGy	Dispersão das leituras	Desvio Padrão Experimental da Média	0,14	5	0,061	mGy	A / normal	1,00	0,061	mGy	0,95	--	3E-03	(mGy) ²	4	25,8%	
			Resolução do detetor	Especificação do fabricante				0,003	mGy	B / retangular	1,73	1E-03	mGy	1E+00	--	2E-06	(mGy) ²	9E+99	0,0%
			EMA do detetor	Especificação do fabricante				0,199	mGy	B / retangular	1,73	1E-01	mGy	1E+00	--	1E-02	(mGy) ²	9E+99	92,2%
Distância, d_1	542,00	mm	Reprodutibilidade	Especificação do fabricante			0,040	mGy	B / retangular	1,73	2E-02	mGy	1E+00	--	5E-04	(mGy) ²	9E+99	3,7%	
			Dependência com temperatura	Especificação do fabricante				0,004	mGy	B / retangular	1,73	2E-03	mGy	1E+00	--	5E-06	(mGy) ²	9E+99	0,0%
			Back Scattering	Especificação do fabricante				0,040	mGy	B / retangular	1,73	2E-02	mGy	1E+00	--	5E-04	(mGy) ²	9E+99	3,7%
Distância, d_2	14,00	mm	Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância			0,622	mm	B / normal	2,00	3E-01	mm	1E-02	mGy/mm	2E-05	(mGy) ²	9E+99	0,1%	
			Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância				0,622	mm	B / normal	2,00	3E-01	mm	-1E-02	mGy/mm	2E-05	(mGy) ²	9E+99	0,1%
			Medição da espessura do detetor	Especificação do fabricante				0,500	mm	B / retangular	1,73	3E-01	mm	-1E-02	mGy/mm	2E-05	(mGy) ²	9E+99	0,1%

Σ 1E-02 (mGy)²

ESAK @ 45 mm de PMMA: 3,78 ± 0,23 mGy

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	CONFORME	--	--
	CONFORME	--	--

Incerteza padrão combinada, u_c	0,11 mGy	N. de graus de liberdade:	6E+01
Fator de expansão, k	2,04		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,23 mGy	(Absoluta)	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	6,1%	(Relativa)	

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade C_i Un.	Componente quadrática $[C_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da componente	
50 mm de PMMA														
Dose, D	5,59 mGy	Dispersão das leituras	Desvio Padrão Experimental da Média	0,14 mGy	5	0,061 mGy	A / normal	1,00	0,061 mGy	0,95	3E-03 (mGy) ²	4	11,5%	
		Resolução do detector	Especificação do fabricante				0,003 mGy	B / retangular	1,73	1E-03 mGy	9E-01	2E-06 (mGy) ²	9E+99	0,0%
		EMA do detector	Especificação do fabricante				0,280 mGy	B / retangular	1,73	2E-01 mGy	9E-01	2E-02 (mGy) ²	9E+99	81,5%
		Reprodutibilidade	Especificação do fabricante				0,056 mGy	B / retangular	1,73	3E-02 mGy	9E-01	9E-04 (mGy) ²	9E+99	3,3%
		Dependência com temperatura	Especificação do fabricante				0,006 mGy	B / retangular	1,73	3E-03 mGy	9E-01	9E-06 (mGy) ²	9E+99	0,0%
		Back Scattering	Especificação do fabricante				0,056 mGy	B / retangular	1,73	3E-02 mGy	9E-01	9E-04 (mGy) ²	9E+99	3,3%
Distância, d_1	537,00 mm	Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância			0,622 mm	B / normal	2,00	3E-01 mm	2E-02	4E-05 (mGy) ²	9E+99	0,1%	
Distância, d_2	537,00 mm	Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância			0,622 mm	B / normal	2,00	3E-01 mm	-2E-02	4E-05 (mGy) ²	9E+99	0,1%	
	14,00 mm	Medição da espessura do detector	Especificação do fabricante			0,500 mm	B / retangular	1,73	3E-01 mm	-2E-02	3E-05 (mGy) ²	9E+99	0,1%	
Σ											3E-02 (mGy) ²			

ESAK @ 50 mm de PMMA: 5,31 ± 0,34 mGy

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180 CONFORME	EC RP 162 --	PECCRD --
Resultado contabilizando a incerteza:	CONFORME	--	--

Incerteza padrão combinada, u_c	0,17 mGy	N. de graus de liberdade:	3E+02
Fator de expansão, k	2,01	(Absoluta)	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,34 mGy	(Relativa)	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	6,4%		

ECQ 4.1.8.2 Dose Glandular Média, DG_m

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162
	PECCRD
20 mm de PMMA: $\leq 1,0$ mGy	20 mm de PMMA: $< 1,0$ mGy
30 mm de PMMA: $\leq 1,5$ mGy	30 mm de PMMA: $< 1,5$ mGy
40 mm de PMMA: $\leq 2,0$ mGy	40 mm de PMMA: $< 2,0$ mGy
45 mm de PMMA: $\leq 2,5$ mGy	45 mm de PMMA: $< 2,5$ mGy
50 mm de PMMA: $\leq 3,0$ mGy	50 mm de PMMA: $< 3,0$ mGy
60 mm de PMMA: $\leq 4,5$ mGy	60 mm de PMMA: $< 4,5$ mGy
70 mm de PMMA: $\leq 6,5$ mGy	70 mm de PMMA: $< 6,5$ mGy

$$DG = ESAK \cdot c \cdot g \cdot s$$

Dose Glandular Média: 40 mm de PMMA

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade c_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da componente
Kerma no ar livre, ESAK	3,32 mGy	Medição do kerma	Incerteza exp. da medição			0,227 mGy	B / normal	2,00	1E-01 mGy	2E-01	5E-04 (mGy) ²	9E+99	99,8%
Fator s	1,00 --	Resolução do fator	Especificação do fabricante			0,001 --	B / retangular	1,73	3E-04 --	7E-01	4E-08 (mGy) ²	9E+99	0,0%
Produto c.g.	0,21 --	Resolução do produto	Especificação do fabricante			0,001 --	B / retangular	1,73	3E-04 --	3E+00	9E-07 (mGy) ²	9E+99	0,2%
Σ												5E-04 (mGy) ²	

Dose $G_m @$
40 mm de PMMA: 0,68 \pm 0,05 mGy

Incerteza padrão combinada, u_c	0,02 mGy	N. de graus de liberdade: 9E+99
Fator de expansão, k	2,00	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U (Absoluta)	0,05 mGy	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U (Relativa)	6,9%	

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	CONFORME	CONFORME
	--	CONFORME	CONFORME

Dose Glandular Média 45 mm de PIMMA

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão u(x _i)	Un.	Coefficiente de sensibilidade c _i	Un.	Componente quadrática [c _i ·u(x _i)] ²	Un.	N. graus de liberdade v _i	% da componente
Kerma no ar livre, E _{SAK}	3,78	mGy	Medição do kerma	Incerteza exp. da medição			0,232	mGy	B / normal	2,00	1E-01	mGy	2E-01	--	5E-04	(mGy) ²	9E+99	99,8%
Fator s	1,00	--	Resolução do fator	Especificação do fabricante			0,001	--	B / normal	2,00	3E-04	--	7E-01	mGy	4E-08	(mGy) ²	9E+99	0,0%
Produto c.g.	0,20	--	Resolução do produto	Especificação do fabricante			0,001	--	B / normal	2,00	3E-04	--	4E+00	mGy	9E-07	(mGy) ²	9E+99	0,2%
Σ 5E-04 (mGy) ²																		

Dose Gm @ 45 mm de PIMMA: 0,75 ± 0,05 mGy

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	CONFORME	CONFORME
	--	CONFORME	CONFORME

Incerteza padrão combinada, u _c	0,02 mGy	N. de graus de liberdade:
Fator de expansão, k	2,00	9E+99
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,05 mGy	(Absoluta)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	6,1%	(Relativa)

Dose Glandular Média 50 mm de PMMA

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	Un.	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Coefficiente de sensibilidade c_i	Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$	Un.	N. graus de liberdade v_i	% da liberdade componente
Kerma no ar livre, ESAK	5,31	mGy	Medição do kerma	Incerteza exp. da medição				0,341	mGy	B / normal	2,00	2E-01	mGy	2E-01	--	9E-04	(mGy) ²	9E+99	99,8%
Fator s	1,00	--	Resolução do fator	Especificação do fabricante				0,001	--	B / normal	2,00	3E-04	--	9E-01	mGy	6E-08	(mGy) ²	9E+99	0,0%
Produto c.g	0,18	--	Resolução do produto	Especificação do fabricante				0,001	--	B / normal	2,00	3E-04	--	5E+00	mGy	2E-06	(mGy) ²	9E+99	0,2%
Σ																			
Σ 9E-04 (mGy) ²																			

Dose Gm @ 50 mm de PMMA: 0,95 ± 0,06 mGy

Incerteza padrão combinada, u_c 0,03 mGy N. de graus de liberdade: 9E+99
 Fator de expansão, k 2,00
 Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0,06 mGy (Absoluta)
 Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 6,4% (Relativa)

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	CONFORME	CONFORME
	--	CONFORME	CONFORME

Dose Giandular Média: 20 mm de PMMA

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade c_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da componente	
Dose, D	0,86 mGy	Dispersão das leituras	Desvio Padrão Experimental da Média	0,14 mGy	5	0,061 mGy	A / normal	1,00	6E-02 mGy	4E-01	5E-04 (mGy) ²	4	84,7%	
		Resolução do detector	Especificação do fabricante				0,003 mGy	B / retangular	1,73	1E-03 mGy	4E-01	3E-07 (mGy) ²	9E+99	0,0%
		EMA do detector	Especificação do fabricante				0,043 mGy	B / retangular	1,73	2E-02 mGy	4E-01	9E-05 (mGy) ²	9E+99	14,0%
		Reprodutibilidade	Especificação do fabricante				0,009 mGy	B / retangular	1,73	5E-03 mGy	4E-01	3E-06 (mGy) ²	9E+99	0,6%
		Dependência com temperatura	Especificação do fabricante				0,001 mGy	B / retangular	1,73	5E-04 mGy	4E-01	3E-08 (mGy) ²	9E+99	0,0%
		Back Scattering	Especificação do fabricante				0,009 mGy	B / retangular	1,73	5E-03 mGy	4E-01	3E-06 (mGy) ²	9E+99	0,6%
Distância, d_1	567,00 mm	Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância			0,622 mm	B / normal	2,00	3E-01 mm	1E-03 mGy/mm	1E-07 (mGy) ²	9E+99	0,0%	
Distância, d_2	567,00 mm	Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância			0,622 mm	B / normal	2,00	3E-01 mm	-1E-03 mGy/mm	1E-07 (mGy) ²	9E+99	0,0%	
		Medição da espessura do detector	Especificação do fabricante			0,500 mm	B / retangular	1,73	3E-01 mm	-1E-03 mGy/mm	1E-07 (mGy) ²	9E+99	0,0%	
Fator s	1,00 --	Resolução do fator	Especificação do fabricante			0,001 --	B / normal	2,00	3E-04 --	3E-01 mGy	6E-09 (mGy) ²	9E+99	0,0%	
Produto c.g.	0,39 --	Resolução do produto	Especificação do fabricante			0,001 --	B / normal	2,00	3E-04 --	8E-01 mGy	4E-08 (mGy) ²	9E+99	0,0%	
Σ											6E-04 (mGy) ²			

Dose Gm @ 20 mm de PMMA: 0,34 ± 0,07 mGy

Incerteza padrão combinada, U_c	0,02 mGy	N. de graus de liberdade: 6E+00
Fator de expansão, k	2,65	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U (Absoluta)	0,07 mGy	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U (Relativa)	19,4%	

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	CONFORME	CONFORME

Dose Glandular Média 30 mm de PMMA

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão u_i Un.	Coefficiente de sensibilidade C_i Un.	Componente quadrática $[C_i \cdot u_i(x_i)]^2$ Un.	N. graus de liberdade v_i	% da componente
Dose, D	1,53 mGy	Dispersão das leituras	Desvio Padrão Experimental da Média	0,14 mGy	5	0,061 mGy	A / normal	1,00	6E-02 mGy	3E-01	3E-04 (mGy) ²	4	63,7%
		Resolução do detetor	Especificação do fabricante			0,003 mGy	B / retangular	1,73	1E-03 mGy	3E-01	2E-07 (mGy) ²	9E+99	0,0%
		EMA do detetor	Especificação do fabricante			0,076 mGy	B / retangular	1,73	4E-02 mGy	3E-01	2E-04 (mGy) ²	9E+99	33,4%
		Reprodutibilidade do fabricante	Especificação do fabricante			0,015 mGy	B / retangular	1,73	9E-03 mGy	3E-01	6E-06 (mGy) ²	9E+99	1,3%
		Dependência com temperatura	Especificação do fabricante			0,002 mGy	B / retangular	1,73	9E-04 mGy	3E-01	6E-08 (mGy) ²	9E+99	0,0%
		Back Scattering	Especificação do fabricante			0,015 mGy	B / retangular	1,73	9E-03 mGy	3E-01	6E-06 (mGy) ²	9E+99	1,3%
		Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância			0,622 mm		0,622 mm	B / normal	2,00	3E-01 mm	2E-03 mGy/mm	2E-07 (mGy) ²
Distância, d_1	557,00 mm	Medição da distância	Incerteza exp. medição da distância			0,622 mm	B / normal	2,00	3E-01 mm	-1E-03 mGy/mm	2E-07 (mGy) ²	9E+99	0,0%
		Medição da espessura do detetor	Especificação do fabricante			0,500 mm	B / retangular	1,73	3E-01 mm	-1E-03 mGy/mm	2E-07 (mGy) ²	9E+99	0,0%
Fator s	1,00		Especificação do fabricante			0,001	B / normal	2,00	3E-04	4E-01 mGy	1E-08 (mGy) ²	9E+99	0,0%
Produto c.g	0,29		Especificação do fabricante			0,001	B / normal	2,00	3E-04	1E+00 mGy	1E-07 (mGy) ²	9E+99	0,0%
Σ											5E-04 (mGy) ²		

Dose Gm @ 30 mm de PMMA: 0,43 ± 0,05 mGy

Resultado sem contabilizar a incerteza:	DL 180	EC RP 162	PECCRD
Resultado contabilizando a incerteza:	--	CONFORME	CONFORME
		CONFORME	CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c	0,02 mGy	N. de graus de liberdade:
Fator de expansão, k	2,32	1E+01
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,05 mGy	(Absoluta)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	11,6%	(Relativa)

Para as espessuras de PMMA de 60 e 70 mm o detetor não registou o valor de HVL pelo que não há uma avaliação referente a estas duas espessuras de PMMA.

F.2

Balanços de Incerteza: Tomografia Computorizada

ECQ 5.1.1.1 Ruído da Imagem

DL 180		Tolerâncias	
EC RP 162		PECCRD	
Desvio-padrão das medições dos #CT na região central ≤ 20% do valor de referência	Desvio dos #CT ≤ 15% do valor de referência	Desvio dos #CT ≤ 20% do valor de referência	

$$\text{Ruído (\%)} = \frac{\sigma}{1000} \cdot 100$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Un. Padrão	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão u(x)	Un.	Coefficiente de sensibilidade c _i	Un.	Componente quadrática [c _i ·u(x)] ²	Un.	N. graus liberdade v _i	% da componente	
Desvio Padrão das medições, σ	3,3	HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	3,28 HU	2115	0,07	HU	A / normal	1,00	0,07	HU	1E-01	%HU	5E-05	(%) ²	2114	65,6%	
			Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,04 HU	5	0,02	HU	A / normal	1,00	0,02	HU	0,02	HU	1E-01	%HU	4E-06	(%) ²	4
Número CT da Água, #CT _{Água}	1000,0	HU	Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05	HU	B / retangular	1,73	0,03	HU	1E-01	%HU	8E-06	(%) ²	9E+99	10,7%	
			Processo de construção do fantoma	Especificação do fabricante				20,00	HU	B / retangular	1,73	11,55	HU	-3E-04	%HU	1E-05	(%) ²	9E+99	18,5%
Σ															8E-05	(%) ²			

Ruído= 0,33% ± 0,02 %

Resultado sem contabilizar a incerteza: 0,33%	DL 180	CONFORME	EC RP 162	CONFORME	PECCRD	CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza: 0,35%		CONFORME		CONFORME		CONFORME

Incerteza padrão combinada, u _c	0,01 %	N. de graus de liberdade:	1E+03
Fator de expansão, k	2,00		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,02 %		

ECQ 5.1.1.2 Uniformidade espacial do #CT

DL 180		Tolerâncias		EC RP 162		PECCRD	
Desvio-padrão das medições dos #CT no centro e em torno da periferia $\leq 1,5\%$		* Desvio do #CT da água ($\varnothing \leq 200$ mm) ≤ 10 HU do valor de referência deste material		* Desvio do #CT da água ($\varnothing > 200$ mm) ≤ 20 HU do valor de referência deste material		* Desvio $< \pm 5$ HU	

$$| \#CT_i - \#CT_{Central} |$$

$$Erro (\%) = \frac{| \#CT_i - \#CT_{Central} |}{\#CT_{Central}} \cdot 100$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Número CT da posição Oeste, #CT _{Oeste}	8,11 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade), Resolução do software	Desvio Padrão Experimental da Média	3,2 HU	2098	0,07 HU	A / normal	1,00	0,07 HU	0,005 (HU) ²	2097	42,0%
Número CT da posição Central, #CT _{Central}	8,29 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade), Resolução do software	Desvio Padrão Experimental da Média	3,2 HU	2099	0,07 HU	A / normal	1,00	0,07 HU	0,005 (HU) ²	2097	43,3%
			Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	0,001 (HU) ²	9E+99	7,4%
			Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	0,001 (HU) ²	9E+99	7,4%
									Σ	0,01 (HU) ²		

Desvio: $0,18 \pm 0,21$ HU

Incerteza padrão combinada, u_c	0,11 HU	N. de graus de liberdade: 6E+03
Fator de expansão, k	2,00	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,21 HU	

Resultado sem contabilizar a incerteza:	0,18	EC RP 162	CONFORME	PECCRD	CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza:	0,39	CONFORME	CONFORME	CONFORME	CONFORME

$$\frac{|\#CT_i - \#CT_{Central}|}{\#CT_{Central}} \cdot 100$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade, C_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Número CT da posição Oeste, $\#CT_{Oeste}$	8,11 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	3,2 HU	2098	0,07 HU	A / normal	1,00	0,07 HU	-12,06 % / HU	0,69 $(\%)^2$	2097	42,9%
		Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	-12,06 % / HU	0,12 $(\%)^2$	9E+99	7,6%
Número CT da posição Central, $\#CT_{Central}$	8,29 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	3,2 HU	2099	0,07 HU	A / normal	1,00	0,07 HU	11,80 % / HU	0,68 $(\%)^2$	2097	42,3%
		Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	11,80 % / HU	0,12 $(\%)^2$	9E+99	7,2%
Σ											1,61 $(\%)^2$		

Desvio: 2.2 ± 2.5 %

Incerteza padrão combinada, u_c	1,27 %	N. de graus de liberdade:	
Fator de expansão, k	2,00		4E+03
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	2,53 %		

DL 180	
Resultado sem contabilizar a incerteza:	2,17
Resultado contabilizando a incerteza:	4,71
	NÃO CONFORME
	NÃO CONFORME

ECQ 5.1.1.3 Valor dos #CT para materiais de diferentes densidades

Tolerâncias	
DL 180	EC-RP 162 PECCRD
Desvio-padrão dos #CT para a média das medições na região de interesse: < 5% ou ± 20 HU para qualquer material	Desvio-padrão dos #CT para a média das medições na região de interesse: Ar: < ± 20 HU Teflon: < ± 20 HU PMMA: < ± 6 HU Poliestireno: < ± 5 HU Água: < ± 4 HU

Ar:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$	Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Número CT do Ar, #CT _{Ar}	-1016,4	HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	10,0	HU	0,70	HU	A / normal	1,00	0,70	HU	0,485	(HU) ²	205	0,2%
			Dispersão das medições (Reprodutibilidade) Resolução do software de construção do fantoma	Desvio Padrão Experimental da Média Especificação do fabricante	0,1	HU	5	0,05	HU	A / normal	1,00	0,05	HU	0,003	(HU) ²	4
							0,05	HU	B / retangular	1,73	0,03	HU	0,001	(HU) ²	9E+99	0,0%
							30,00	HU	B / retangular	1,73	17,32	HU	300	(HU) ²	9E+99	99,8%
													Σ	300,49	(HU) ²	

Ar: -1016 ± 35 HU
#CT:

Lim. Superior: -981,7
Lim. Inferior: -1051,0

#CTmedido - #CTref. 0,4
DL / PECCRD CONFORME
NÃO CONFORME
NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c 17,33 HU
Fator de expansão, k 2,00
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 35 HU
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U -3%
N. de graus de liberdade: 8E+07
(Absoluta)
(Relativa)

Teflon:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente	
Número CT do Teflon, #CT _{Teflon}	959,5 HU	Dispersão das leituras de medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	14,9 HU	205	1,04 HU	A / normal	1,00	1,04 HU	1,082 (HU) ²	204	0,1%	
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	2,2 HU	5	0,97 HU	A / normal	1,00	0,97 HU	0,938 (HU) ²	4	0,1%	
		Resolução do software	Especificação do fabricante				0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	0,001 (HU) ²	9E+99	0,0%
		Processo de construção do fantoma	Especificação do fabricante				57,57 HU	B / retangular	1,73	33,24 HU	1104,722 (HU) ²	9E+99	99,8%
Σ										1106,74 (HU) ²			

Teflon: 959 ± 67 HU
#CT:

Lim. Superior: 1026,0
Lim. Inferior: 892,9

#CTmedido - #CTref.
40,5
26,0
107,1

DL / PECCRD
NÃO CONFORME
NÃO CONFORME
NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c 33,27 HU
Fator de expansão, k 2,00 HU
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 67 HU
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 7%
N. de graus de liberdade: 5E+06 (Absoluta) (Relativa)

Delirín:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade ν_i	% da componente
Número CT do Delirín, #CT _{Delirín}	342,1 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	11,1 HU	212	0,76 HU	A / normal	1,00	0,76 HU	0,579 (HU) ²	211	0,4%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,7 HU	5	0,30 HU	A / normal	1,00	0,30 HU	0,089 (HU) ²	4	0,1%
		Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	0,001 (HU) ²	9E+99	0,0%
		Processo de construção do fantoma	Especificação do fabricante			21,50 HU	B / retangular	1,73	12,41 HU	154,083 (HU) ²	9E+99	99,6%
Σ										154,75 (HU) ²		

Delirín: #CT: 342 ± 25 HU

Lim. Superior: 366,9
Lim. Inferior: 317,2

#CT_{medido} - #CT_{ref.}
23,4
1,4
48,3

DL
NÃO CONFORME
CONFORME
NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c 12,44 HU
Fator de expansão, k 2,00
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 25 HU
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 7%

N. de graus de liberdade: 7E+06
(Absoluta)
(Relativa)

Acrílico:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un. HU	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	Un. HU	N. med.	Valor da componente	Un. HU	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un. HU	Componente quadrática $u(x_i)^2$	Un. HU	N. graus liberdade v_i	% da componente			
Número CT do Acrílico, #CT _{Acrílico}	114,9	HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	9,5	HU	208	0,66	HU	A / normal	1,00	0,66	HU	0,432	(HU) ²	207	0,3%			
			Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,4	HU	5	0,19	HU	A / normal	1,00	0,19	HU	0,19	HU	0,035	(HU) ²	4	0,0%	
			Resolução do software	Especificação do fabricante				0,05	HU	0,05	HU	B / retangular	1,73	0,03	HU	0,001	(HU) ²	9E+99	0,0%	
			Processo de construção do fantoma	Especificação do fabricante				22,50	HU	B / retangular	1,73	12,99	HU	168,750	(HU) ²	9E+99	99,7%			
Σ													169,22	(HU) ²						

Acrílico:
#CT: 115 ± 26 HU

#CT_{medido} - #CT_{ref}: 0,4
DL: CONFORME
PECGRD: CONFORME

Lim. Superior: 140,9
Lim. Inferior: 88,8

Incerteza padrão combinada, u_c : 13,01 HU
N. de graus de liberdade: 2E+07
Fator de expansão, k : 2,00
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U : 26 HU
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U : 23% (Absoluta)
(Relativa)

Água:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	Un.	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$	Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Número CT do Água, #CT _{Água}	812,9	HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	331,5	HU	205	23,14	HU	A / normal	1,00	23,142	HU	535,562	(HU) ²	204	70,0%
			Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	32,6	HU	5	14,58	HU	A / normal	1,00	14,584	HU	212,685	(HU) ²	4	27,8%
			Resolução do software	Especificação do fabricante				0,05	HU	B / retangular	1,73	0,029	HU	0,001	(HU) ²	9E+99	0,0%
			Processo de construção do fantoma	Especificação do fabricante				7,00	HU	B / retangular	1,73	4,041	HU	16,333	(HU) ²	9E+99	2,1%
													Σ	765	(HU) ²		

Água: 813 ± 57 HU
#CT:

Lim. Superior: 869,8
Lim. Inferior: 756,0

#CTmedido - #CTref.
812,9

DL/EC RP/PECCRD
NÃO CONFORME

NÃO CONFORME
NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c 27,65 HU
Fator de expansão, k 2,06
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 57 HU
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 7%
N. de graus de liberdade: 5E+01 (Absoluta) (Relativa)

Poliestireno:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade ν_i	% da componente
Número CT do Poliestireno, #CT _{Poliestireno}	-44,0 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	12,5 HU	219	0,84 HU	A / normal	1,00	0,845 HU	0,714 (HU) ²	218	0,7%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,3 HU	5	0,12 HU	A / normal	1,00	0,118 HU	0,014 (HU) ²	4	0,0%
		Resolução do software	Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,029 HU	0,001 (HU) ²	9E+99	0,0%
		Processo de construção do fantoma	Especificação do fabricante			18,00 HU	B / retangular	1,73	10,392 HU	108,000 (HU) ²	9E+99	99,3%
Σ										108,73 (HU) ²		

Poliestireno:
#CT: -44 ± 21 HU

Lim. Superior: -23,1
Lim. Inferior: -64,9

#CT_{medido} - #CT_{ref.}
3,0

DL	PECCRD
CONFORME	CONFORME
23,9 NÃO CONFORME	NÃO CONFORME
17,9 CONFORME	NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c	10,43 HU	N. de graus de liberdade:	5E+06
Fator de expansão, k	2,00	(Absoluta)	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	21 HU	(Relativa)	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	-47%		

LDPE:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Número CT do LDPE, #CT _{LDPE}	-105,6 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	10,9 HU	218	0,74 HU	A / normal	1,00	0,74 HU	0,549 (HU) ²	217	0,6%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade) Resolução do software	Desvio Padrão Experimental da Média da Especificação do fabricante	0,9 HU	5	0,41 HU	A / normal	1,00	0,41 HU	0,169 (HU) ²	4	0,2%
		Processo de construção do fantoma	Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	0,001 (HU) ²	9E+99	0,0%
						-17,00 HU	B / retangular	1,73	-9,81 HU	96,333 (HU) ²	9E+99	99,3%
Σ										97,05 (HU) ²		

LDPE: -106 ± 20 HU
#CT:

Lim. Superior: -85,897
Lim. Inferior: -125,303

#CTmedido - #CTref.

1,6
18,1
21,3

DL
CONFORME
CONFORME
NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c 9,85 HU
Fator de expansão, k 2,00
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 20 HU
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U -19%

N. de graus de liberdade: 1E+06
(Absoluta)
(Relativa)

PMP:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	Un.	N. med.	Valor da componente	Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$	Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente		
Número CT do PMP, #CT _{PMP}	-198,2	HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	10,3	HU	205	0,72	HU	A / normal	1,00	0,72	HU	0,518	(HU) ²	204	0,8%		
			Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,6	HU	5	0,25	HU	A / normal	1,00	0,25	HU	0,25	HU	0,063	(HU) ²	4	0,1%
			Resolução do software	Especificação do fabricante					0,05	HU	B / retangular	1,73	0,03	HU	0,001	(HU) ²	9E+99	0,0%	
			Processo de construção do fantoma	Especificação do fabricante					-14,00	HU	B / retangular	1,73	-8,08	HU	65,333	(HU) ²	9E+99	99,1%	
Σ													65,92	(HU) ²					

PMP: -198 ± 16 HU
#CT: 12,2

#CTmedido - #CTref.
12,2
4,0
28,5

DL
CONFORME
CONFORME
NÃO CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c 8,12 HU
Fator de expansão, k 2,00
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 16 HU
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U -8%
N. de graus de liberdade: 2E+06
(Absoluta)
(Relativa)

ECQ 5.1.1.4 Resolução de alto contraste (resolução espacial)

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162 PECCRD
MTF 50% - valor de referência a 50% ≤ 20% do valor de referência a 50%	< máximo de 10% ou 0,5 pl/mm do valor de referência especificado pelo fabricante Resolução normal: ≥ 6 pl/cm Alta resolução: ≥ 10 pl/cm

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Estruturas visíveis	7	Dispersão das leituras Processo de construção do fantoma	Desvio Padrão Experimental da Média	0,70	15	0,18	A / normal	1,00	0,18	0,03	14	28,4%
			Especificação do fabricante				0,50	B / retangular	1,73	0,29	0,08	9E+99
Σ										0,12		

N.º estruturas visíveis: 7 ± 1 pl/cm

EC RP	PECCRD
CONFORME	CONFORME
CONFORME	CONFORME

Incerteza padrão combinada, u_c	0,34	pl/cm	N. de graus de liberdade: 2E+02
Fator de expansão, k	2,01		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,7	pl/cm	(Absoluta)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	10%		(Relativa)

Grandeza	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$	Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Valor da MTF a 50 %	3,66	--	Resolução do software	Especificação do fabricante			0,01	B / retangular	1,73	0,003	--	8E-06	--	9E+99	100%

Valor da MTF a 50%: $3,66 \pm 0,01$

DL
Resultado não contabilizando a incerteza: CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza: CONFORME

Σ 8E-06
Incerteza padrão combinada, u_c 0,003
N. de graus de liberdade: 9E+99
Fator de expansão, k 2,00
(Absoluta)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0,01
(Relativa)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0,16%

Grandeza	Valor da grandeza	Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$	Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Valor da MTF a 10 %	6,64	--	Resolução do software	Especificação do fabricante			0,01	B / retangular	1,73	0,003	--	8E-06	--	9E+99	100%

Valor da MTF a 10%: $6,64 \pm 0,01$

EC RP
Resultado não contabilizando a incerteza: CONFORME
Resultado contabilizando a incerteza: CONFORME

Σ 8E-06
Incerteza padrão combinada, u_c 0,003
N. de graus de liberdade: 9E+99
Fator de expansão, k 2,00
(Absoluta)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0,01
(Relativa)
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0,09%

ECQ 5.1.1.5 Resolução de baixo contraste (limiar de contraste)

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162 PECCRD
Devem ser visíveis objetos de poliestireno de 3,5 mm de Ø de um fantoma uniforme de água	
---	Devem ser visíveis objetos de 3,5 mm Ø e 3% de contraste

Contraste: (Supra-Slice 1,0%)

$$\text{Contraste nominal (\%)} = \frac{\#CT_{\text{Estrutura}} - \#CT_{\text{Fundo}} \cdot 100}{1000}$$

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade de c_i Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Contraste _{Estrutura} , #CT _{Estrutura}	48,3 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	9,7 HU	175	0,73 HU	A / normal	1,00	0,73 HU	-0,1 %HU	5E-03 (%) ²	174	53,6%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,5 HU	5	0,22 HU	A / normal	1,00	0,22 HU	-0,1 %HU	5E-04 (%) ²	4	5,1%
Contraste _{fundo} , #CT _{Fundo}	34,4 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	7,9 HU	174	0,60 HU	A / normal	1,00	0,60 HU	0,1 %HU	4E-03 (%) ²	173	35,7%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,5 HU	5	0,23 HU	A / normal	1,00	0,23 HU	0,1 %HU	5E-04 (%) ²	4	5,4%
		Resolução software	Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	0,1 %HU	8E-06 (%) ²	9E+99	0,1%
Σ											1E-02 (%) ²		

Contraste Nominal (%): 1,4% ± 0,2 %

Incerteza padrão combinada, u_c	0,10	%	N. de graus de liberdade: 3E+02
Fator de expansão, k	2,0	%	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,2	%	

Contraste: (Supra-Slice 0.5%)

Grandezza, simbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor u(k)	Incerteza padrão u(k)	Coefficiente de sensibilidade de ci Un.	Componente quadrática u(k) ² Un.	N. graus liberdade v _i	% da componente
#CT _{Estrutura}	46,1 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	7,4 HU	179	0,55 HU	A / normal	1,00	0,55 HU	-0,1 %/HU	0,003 (%) ²	178	37,8%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,6 HU	5	0,26 HU	A / normal	1,00	0,26 HU	-0,1 %/HU	0,001 (%) ²	4	8,6%
#CT _{Fundo}	40,0 HU	Resolução software	Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	-0,1 %/HU	0,000 (%) ²	9E+99	0,1%
		Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	8,1 HU	174	0,62 HU	A / normal	1,00	0,62 HU	0,1 %/HU	0,004 (%) ²	173	46,6%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0,5 HU	5	0,23 HU	A / normal	1,00	0,23 HU	0,1 %/HU	0,001 (%) ²	4	6,7%
		Resolução software	Especificação do fabricante			0,05 HU	B / retangular	1,73	0,03 HU	0,1 %/HU	0,000 (%) ²	9E+99	0,1%

Contraste Nominal (%): 0.6% ± 0.2 %

Σ 0.01 (%)²

Incerteza padrão combinada, u_c 0.09 %
 Fator de expansão, k 2.0
 Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0.2 %

N. de graus de liberdade: 2E+02

Contraste: (Supra-Slice 0,3%)

Grandezza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Coefficiente de sensibilidade Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Contraste _{Estrutura} #CT _{Estrutura}	43.3 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	8.8 HU	177	0.66 HU	A / normal	1.00	0.66 HU	-0.1 %/HU	0.004 (%) ²	176	46.3%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0.5 HU	5	0.22 HU	A / normal	1.00	0.22 HU	-0.1 %/HU	0.000 (%) ²	4	5.1%
Contraste _{Endo} #CT _{Endo}	38.8 HU	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Especificação do fabricante do fabricante	8.1 HU	170	0.62 HU	A / normal	1.00	0.62 HU	0.1 %/HU	0.004 (%) ²	169	40.8%
		Dispersão das medições (Reprodutibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	0.6 HU	5	0.27 HU	A / normal	1.00	0.27 HU	0.1 %/HU	0.001 (%) ²	4	7.7%
						0.05 HU	B / retangular	1.73	0.03 HU	0.1 %/HU	0.000 (%) ²	9E+99	0.1%
Σ											0.01 (%) ²		

Contraste Nominal (%): 0.4% ± 0.2 %

Σ

Incerteza padrão combinada, u_c 0.10 %
 N. de graus de liberdade 2E+02

Fator de expansão, k 2.0
 Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0.2 %

N.º de estruturas visíveis para 1,0% de contraste

Grandezza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
N.º de estruturas discerníveis	7	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	1.08 estr.	15	0.28 estr.	A / normal	1.00	0.28 estr.	(estr.) ²	14	100%
Σ											0.08 (estr.) ²	

N.º de estruturas discerníveis @ Supra-Slice 1.0%: 7 ± 1

Σ

Incerteza padrão combinada, u_c 0.28 est.
 N. de graus de liberdade 1E+01

Fator de expansão, k 2.20
 Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0.61 estrutura

Nota: uma vez que são visíveis 7 estruturas, para um contraste de 1,0%, o resultado deve ser expresso como: 4 mm de diâmetro @ 1,0% de contraste

N.º de estruturas visíveis para 0,5% de contraste

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
N.º de estruturas discerníveis	2	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	1,78 estr.	15	0,46 estr.	A / normal	1,00	0,46 estr.	0,21 $(estr.)^2$	14	100%
Σ										0,21 $(estr.)^2$		

N.º de estruturas discerníveis @ Supra-Slice 0,5%: 2 ± 1

Nota: uma vez que são visíveis 2 estruturas, para um contraste de 0,5%, o resultado deve ser expresso como: 9 mm de diâmetro @ 0,5% de contraste

N. de graus de liberdade: 1E+01

Incerteza padrão combinada, u_c 0,46 est.

Fator de expansão, k 2,20

Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 1,0 estrutura

N.º de estruturas visíveis para 0,3% de contraste

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Componente quadrática $u(x_i)^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
N.º de estruturas discerníveis	2	Dispersão das leituras na medição (Repetibilidade)	Desvio Padrão Experimental da Média	1,06 estr.	15	0,27 estr.	A / normal	1,00	0,27 estr.	0,07 $(estr.)^2$	14	100%
Σ										0,07 $(estr.)^2$		

N.º de estruturas discerníveis @ Supra-Slice 1,0%: 2 ± 1

Nota: uma vez que são visíveis 2 estruturas, para um contraste de 0,3%, o resultado deve ser expresso como: 9mm de diâmetro @ 0,3% contraste

N. de graus de liberdade: 1E+01

Incerteza padrão combinada, u_c 0,27 est.

Fator de expansão, k 2,20

Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 0,60 estrutura

ECQ 5.1.1.6 Dimensão do pixel e linearidade espacial

Tolerâncias	
DL 180	EC RP 162
---	PECCRD

$$\text{Dimensão do Pixel (X x Y)} = \frac{\text{Distância Medida}_{x_{\text{média}}} \times \text{Distância Medida}_{y_{\text{média}}}}{N \text{ de pixels}_{x_{\text{média}}} \times N \text{ de pixels}_{y_{\text{média}}}}$$

Dimensão do pixel em X.

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte de Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Un. Padrão	N. med.	Valor da componente	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x_i)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade c_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x_i)]^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da componente
Nº de pixels em X	102 pixel	Dispersão das leituras	Desvio Padrão Experimental da Média	0,00 pixel	2	0,000 pixel	A / normal	1,00	0,000 pixel	-5E-03 mm/pixel ²	0E+00 (mm/pixel) ²	1	0,0%
		Resolução software	Especificação do fabricante	0,500 pixel		0,500 pixel	B / retangular	1,73	0,289 pixel	-5E-03 mm/pixel ²	2E-06 (mm/pixel) ²	9E+99	48,9%
Distância Medida em X	50,11 mm	Dispersão das leituras	Desvio Padrão Experimental da Média	0,21 mm	2	0,145 mm	A / normal	1,00	0,145 mm	1E-02 1/pixel	2E-06 (mm/pixel) ²	1	51,1%
		Resolução software	Especificação do fabricante	0,005 mm		0,005 mm	B / retangular	1,73	0,003 mm	1E-02 1/pixel	8E-10 (mm/pixel) ²	9E+99	0,0%
Σ											4E-06 (mm/pixel) ²		

Dimensão do pixel em X: 0,49 ± 0,01 mm

Incerteza padrão combinada, u_c mm 0,002 mm
 Fator de expansão, k 3,31 4E+00 (Absoluta)
 Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U mm 0,007 mm (Relativa)
 Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U 1,3% 1,3%

Dimensão do pixel em Y:

Grandeza, símbolo	Valor da grandeza Un.	Fonte Incerteza	Processo de avaliação	Desvio Padrão Un.	N. med.	Valor da componente Un.	Tipo de avaliação	Divisor	Incerteza padrão $u(x)$ Un.	Coefficiente de sensibilidade c_i Un.	Componente quadrática $[c_i \cdot u(x)]^2$ Un.	N. graus liberdade v_i	% da liberdade componente
Nº de pixels em Y	102	Dispersão das leituras Resolução software	Desvio Padrão Experimental da Média Especificação do fabricante	0,00 pixel	2	0,000 pixel 0,500 pixel	A / normal B / retangular	1,00 1,73	0,000 pixel 0,289 pixel	-5E-03 -5E-03	0E+00 2E-06	1 9E+99	0,0% 92,5%
Distância Medida em Y	49,78	Dispersão das leituras Resolução software	Desvio Padrão Experimental da Média Especificação do fabricante	0,06 mm	2	0,040 mm 0,005 mm	A / normal B / retangular	1,00 1,73	0,040 mm 0,003 mm	1E-02 1E-02	2E-07 8E-10	1 9E+99	7,5% 0,0%
Σ											2E-06	(mm/pixel) ²	

Dimensão do pixel em Y: 0,488 ± 0,003 mm

Incerteza padrão combinada, u_c	0,001	mm	N. de graus de liberdade: 2E+02
Fator de expansão, k	2,01		
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,003	mm	
Incerteza expandida (nível de confiança 95%), U	0,6%		(Absoluta) (Relativa)