



**João Paulo Lampreia Fatana**

Licenciado em Ciências de Engenharia Biomédica

## **Medição dos níveis de referência em Mamografia**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
Engenharia Biomédica

Orientador: Nuno Teixeira, Prof. Doutor, ESTeSL  
Co-orientador: Pedro Carvoeiras, Mestre, MedicalConsult SA

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca  
Arguente: Prof. Doutor Pedro Manuel Peixoto Teles  
Vogais: Prof. Doutor Nuno José Coelho Gomes Teixeira  
Mestre Pedro Miguel Costa Pereira Carvoeiras



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Dezembro de 2012**



---

**Medição dos níveis de referência em Mamografia**

Copyright © 2012 – João Paulo Lampreia Fatana, Faculdade de Ciências e Tecnologia e Universidade Nova de Lisboa. Todos os direitos reservados. All rights reserved.

“A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor”.

Documento escrito ao abrigo do novo acordo ortográfico da Língua Portuguesa (2009)



## **Dedicatória e agradecimentos**

Ao meu orientador Professor Doutor Nuno Teixeira pela sua orientação precisa, apoio e disponibilidade demonstradas. O seu espírito visionário orientado para a formação concordante com as necessidades da realidade e mercados de trabalho da nossa sociedade engrandeceu bastante o conteúdo do trabalho realizado.

Ao meu co-orientador Engenheiro Pedro Carvoeiras pelo tema de dissertação proposto, pela sua orientação, apoio e disponibilidade demonstradas. Para além de um grande amigo, considero-o provavelmente a pessoa com maiores e mais atualizados conhecimentos e experiência na área do controlo de qualidade radiológico em Portugal.

Ao Dr. Miguel Ramalho que, apesar de não ser um interveniente direto na dissertação, foi a pessoa que me deu o apoio que faltava e os meios para a concretização do trabalho de campo. A sua visão foi indispensável para esta cooperação faculdade-empresa.

À equipa da Medical Consult S.A. pelo apoio prestado.

A todos os meus amigos e colegas, destacando o João Schiappa, o Hugo Trindade, o Sérgio Fonseca, o Daniel Figueiredo, o Eduardo Freitas e o Rui Parafita, pelo companheirismo, apoio e motivação que simplificaram muitas das etapas deste trabalho.

Às instituições clínicas e hospitalares envolvidas e aos técnicos de saúde destes serviços pela sua participação e disponibilidade.

Aos meus pais, irmão e namorada pelo constante apoio, incentivo e carinho demonstrado agora e sempre para comigo.

Um muito obrigado a todos pois este trabalho nasceu do sonho partilhado por todos vós.



## Resumo

Atualmente o cancro da mama é o cancro com maior taxa de incidência em Portugal e a mamografia é a melhor "ferramenta" para detetar este cancro em fase precoce. Porém os padrões de qualidade exigidos em mamografia implicam que os processos de otimização sejam constantes. É exigido aos Estados-Membros que promovam a fixação e a utilização de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD's) e providenciem orientações neste domínio. Tornou-se necessário avaliar as doses nacionais em mamografia pois estas devem ser mantidas tão baixas quanto possível, sem comprometer a qualidade do diagnóstico. Neste sentido, este estudo teve como objetivo avaliar a kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) e a dose glandular média (AGD) em 44 equipamentos de mamografia digital que provaram cumprir requisitos e orientações europeias a nível de qualidade aceitável. A ESAK foi medida considerando a atenuação de 3 espessuras de PMMA diferentes (40, 45 e 50 mm) em condições semelhantes às clínicas e a AGD foi determinada por cálculo baseado na ESAK. Esse trabalho determinou os valores médios e os NRD's relativos à ESAK e à AGD para pacientes submetidas à mamografia com sistemas de processamento digital de fabricantes e classes distintos, em projeção CC e assumindo que a mama típica se encontra no intervalo de espessura entre 45 e 60 mm e possui composição próxima de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. Os resultados da generalidade da amostra indicaram um valor médio de 7,29 mGy para a ESAK e um valor médio de 1,59 mGy para a AGD, estando associada a ambos uma grande amplitude. Os valores obtidos para as duas grandezas são significativamente mais elevados nos sistemas CR, relativamente aos DDR. Os NRD's obtidos a partir do valor do terceiro quartil (percentil 75) da distribuição geral dos equipamentos foram de 9,63 mGy para a ESAK e de 1,93 mGy para a AGD. Os NRD's de ESAK encontrados estão ligeiramente abaixo do NRD Europeu de 10 mGy e os de AGD estão abaixo dos valores de dose limites sugeridos pelas diretrizes Europeias para a gama de espessuras em questão. Prevê-se que os NRD's aqui estimados possuam relevância estatística para serem contemplados na legislação nacional.

**Palavras-chave:** Mamografia; Otimização; Níveis de Referência de Diagnóstico; Kerma no Ar na Superfície de Entrada; Dose Glandular Média.



## Abstract

Currently, breast cancer is the cancer with the highest incidence rate in Portugal and mammography is the best "tool" to detect this cancer at early stages. The quality standards required in mammography suggest that optimization processes should be constant. The Member States are obliged to promote the establishment and use of diagnostic reference levels (DRL's) and providing guidelines. It became necessary to evaluate the national doses in mammography because they must be kept as low as possible without compromising the quality of the diagnosis. Therefore, the aim of this study is to evaluate the entrance surface air kerma (ESAK) and average glandular dose (AGD) in 44 digital mammography equipment that prove to achieve the European requirements and guidelines acceptable quality levels. The ESAK was measured considering the attenuation of three different thicknesses of PMMA (40, 45 and 50 mm) under conditions similar to clinical and AGD was determined by calculation based on ESAK. This study determined the mean values and the DRL's concerning ESAK and AGD for patients submitted to mammography with digital processing systems of distinct manufacturers and classes, in cranial-caudal projection and assuming that the breast thickness is typically between 45 and 60 mm and has a composition close to 50% glandular tissue and 50% fat tissue. The sample analysis suggest an average value of 7,29 mGy for ESAK and an average value of 1,59 mGy for AGD, both having large amplitude. The values for the two quantities are significantly higher in CR systems relatively to DDR. The DRL's obtained from the value of the third quartile (75th percentile) were 9,63 mGy for the ESAK and 1,93 mGy for the AGD. The DRL's of ESAK found are slightly below the European DRL of 10 mGy and the AGD ones are below the dose limits suggested by the European guidelines, for the range of thickness in question. It is anticipated that the DRL's estimated herein have statistical significance to be included in national legislation.

**Keywords:** Mammography; Optimization; Diagnostic reference levels; Entrance surface air kerma; Average glandular dose.



## Índice de Matérias

<b>DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>III</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>V</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VII</b>
<b>ÍNDICE DE MATÉRIAS</b> .....	<b>IX</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>XI</b>
<b>ÍNDICE DE TABELAS</b> .....	<b>XIII</b>
<b>LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS</b> .....	<b>XV</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>2. CARACTERÍSTICAS DA MAMA</b> .....	<b>5</b>
<b>3. CONSIDERAÇÕES FÍSICAS E TÉCNICAS</b> .....	<b>9</b>
3.1. INTERAÇÕES DOS FOTÕES COM A MAMA.....	9
3.2. PRODUÇÃO DE RAIOS X .....	11
3.3. SISTEMAS DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM .....	13
3.4. POSICIONAMENTO DA MAMA.....	16
<b>4. DOSIMETRIA</b> .....	<b>19</b>
4.1. KERMA NO AR NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA (ESAK) .....	19
4.2. DOSE NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA (ESD).....	20
4.3. DOSE GLANDULAR MÉDIA (AGD) .....	20
<b>5. QUALIDADE DA IMAGEM</b> .....	<b>23</b>
5.1. CONTRASTE DE VISIBILIDADE E CNR .....	23
5.2. FATORES DETERMINANTES.....	26
5.3. CONTROLO AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO (AEC).....	29
<b>6. NRD'S E LIMITES ACEITÁVEIS</b> .....	<b>31</b>
<b>7. EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO</b> .....	<b>33</b>
<b>8. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>35</b>
8.1. MATERIAIS.....	35
8.2. MÉTODOS.....	38
8.2.1. DETERMINAÇÃO DA TAXA DE DOSE .....	38
8.2.2. DETERMINAÇÃO DA REPRODUTIBILIDADE DO AEC.....	39
8.2.3. DETERMINAÇÃO DO LIMAR DE CONTRASTE DE VISIBILIDADE .....	39
8.2.4. DETERMINAÇÃO DO CNR.....	39
8.2.5. DETERMINAÇÃO DA ESAK.....	40
8.2.6. DETERMINAÇÃO DA AGD.....	40
<b>9. RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>41</b>
9.1. TESTES DE CONTROLO DE QUALIDADE .....	41
9.2. DETERMINAÇÃO DOS VALORES MÉDIOS PARA ESAK E AGD .....	42
9.3. EQUIPAMENTOS CR VERSUS EQUIPAMENTOS DDR .....	46
9.4. DETERMINAÇÃO DOS NRD'S PARA ESAK E AGD.....	49
9.5. COMPARAÇÃO COM OS NRD'S EUROPEUS E OUTROS ESTUDOS .....	51
<b>10. CONCLUSÃO</b> .....	<b>55</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>57</b>

---

<b>ANEXO I - DISTRIBUIÇÃO GEOGRÁFICA DO NÚMERO DE MAMÓGRAFOS DA AMOSTRA.....</b>	<b>61</b>
<b>ANEXO II - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO UNFORS XI R/F &amp; MAMMO.....</b>	<b>63</b>
<b>ANEXO III – FORMULÁRIO DE EXCEL CONSTRUÍDO E UTILIZADO PARA REGISTRAR OS DADOS DOS TESTES EFETUADOS AOS MAMÓGRAFOS E PARA FAZER OS CÁLCULOS E CLASSIFICAÇÕES DE ACORDO COM AS TOLERÂNCIAS PARA CADA EQUIPAMENTO. ....</b>	<b>65</b>

## Índice de Figuras

FIGURA 2.1 - ESQUERDA: VISTA LATERAL ESQUEMÁTICA DA MAMA. DIREITA: PADRÃO DE DENSIDADES DAS ESTRUTURAS ANATÓMICAS DA MAMA: (A) MÚSCULO PEITORAL, (B) MAMILO, (C) TECIDO ADIPOSO, (D) TECIDO GLANDULAR, (E) VEIAS, (F) NODOS LINFÁTICOS, (G) LIGAMENTOS DE COOPER, (H) MÚSCULO DORSAL. (ADAPT. [17]) .....	5
FIGURA 2.2 - MAMOGRAFIAS DEMONSTRATIVAS DAS CATEGORIAS DE DENSIDADE MAMÁRIA, EM EVOLUÇÃO, DA ESQUERDA PARA A DIREITA, DA CATEGORIA I À CATEGORIA IV [19] .....	6
FIGURA 2.3 - IMAGENS DE MAMOGRAFIA AMPLIADAS MOSTRANDO ALGUMAS MICROCALCIFICAÇÕES (À ESQUERDA) E UMA MASSA (À DIREITA) [17] .....	7
FIGURA 3.1 - DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DE UM EQUIPAMENTO DE MAMOGRAFIA (ADAPT. [27]) .....	9
FIGURA 3.2 - A: ATENUAÇÃO DOS TECIDOS MAMÁRIOS EM FUNÇÃO DA ENERGIA. B: DECRÉSCIMO DO CONTRASTE PERCENTUAL COM A ENERGIA DO FEIXE [32] .....	10
FIGURA 3.3 - REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DOS COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO DE MASSA DOS MECANISMOS DE INTERAÇÃO (RAYLEIGH, FOTOELÉCTRICO, COMPTON, PRODUÇÃO DE PARES) DE TECIDO MOLE ( $Z = 7$ ) EM FUNÇÃO DA ENERGIA [32] .....	11
FIGURA 3.4 - DISTRIBUIÇÃO DA ENERGIA EMITIDA POR UMA AMPOLA DE RAIOS X CONVENCIONAL. (DI/DE - INTENSIDADE DO FEIXE POR UNIDADE DE ENERGIA DOS FOTÕES. EM - MÁXIMA ENERGIA DOS FOTÕES DO FEIXE). 1 - A TRACEJADO - RECTA TEÓRICA (HIPOTÉTICA) DO EFEITO. 2 - ESPECTRO DE ENERGIA À SAÍDA DO ÂNODO DE TUNGSTÊNIO. 3 - ESPECTRO DE ENERGIA À SAÍDA DO TUBO SEM FILTRAGEM ADICIONADA, PARA ALÉM DA INERENTE. 4 - ESPECTRO COM FILTRAGEM EQUIVALENTE A 2,5 MM AL (INERENTE MAIS ADICIONADO). 5 - ESPECTRO DE ENERGIA EMERGENTE DO PACIENTE. [33] .....	12
FIGURA 3.5 - CURVA H&D CARACTERÍSTICA DE UM FILME RADIOLÓGICO [39] .....	15
FIGURA 3.6 - OS DETECTORES DIGITAIS TÊM UMA RESPOSTA LINEAR E UMA AMPLA FAIXA DINÂMICA EM COMPARAÇÃO COM O FILME. A RESPOSTA DIGITAL É APRESENTADA COMO A LINHA DIAGONAL (ADAP.T [40]) .....	15
FIGURA 3.7 - POSICIONAMENTO E MAMOGRAFIA CC DE AMBAS AS MAMAS [44] .....	17
FIGURA 4.1 - ILUSTRAÇÃO DA TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA DO FOTÃO $HU$ NO VOLUME DE MASSA $DM$ . O FOTÃO INTERAGE COM O MEIO NO PONTO P E TRANSFERE PARTE DA SUA ENERGIA NA FORMA DE ENERGIA CINÉTICA AOS ELETRÕES. O ELETRÃO, POR SUA VEZ, TRANSFERE A ENERGIA AO MEIO ATRAVÉS DE PEQUENAS COLISÕES ENTRE O PONTO P E P'. A TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA EM P É DESIGNADA POR KERMA E ENTRE O PONTO P E P' DESIGNA-SE POR DOSE ABSORVIDA [46] .....	19
FIGURA 4.2 - (A): VARIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA EM FUNÇÃO DA ENERGIA DOS FOTÕES PARA MAMAS DE ESPESSURA DE 8 E 2 CM. (B):VARIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA PARA MAMAS FIBROGLANDULARES [47] .....	20
FIGURA 5.1 - (A): REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE UMA MAMA CONTENDO UMA LESÃO. ASSUME-SE QUE A MAMA É UMA MISTURA HOMOGÉNEA DE TECIDO ADIPOSO E GLANDULAR. POR BAIXO É APRESENTADO O PERFIL DA DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE TRANSMITIDA ATRAVÉS DA MAMA. (B): CONTRASTE EM FUNÇÃO DA ENERGIA (KEV) ASSOCIADO A UM TUMOR DE 5 MM DE ESPESSURA E UMA MICROCALCIFICAÇÃO DE 100 $\mu$ M DE ESPESSURA IMERSOS NUMA MAMA COM COMPOSIÇÃO DE 50 % DE TECIDO GLANDULAR E 50 % DE TECIDO ADIPOSO E NUMA MAMA COM COMPOSIÇÃO DE 33 % DE TECIDO GLANDULAR E 67 % DE TECIDO ADIPOSO [17] .....	24
FIGURA 5.2 - ILUSTRAÇÃO DA AFETAÇÃO DA IMAGEM EM FUNÇÃO DO CONTRASTE E DO RUÍDO.....	25
FIGURA 5.3 - (A) VARIAÇÃO DA RELAÇÃO D/P COM A ESPESSURA E COMPOSIÇÃO DA MAMA. (B) VARIAÇÃO DA RELAÇÃO D/P COM O TAMANHO DO CAMPO PARA 3 E 6 CM DE PMMA [17] .....	27
FIGURA 5.4 - ESPECTROS DE RAIOS X DE MO, ANTES E DEPOIS DA FILTRAGEM DE 30 $\mu$ M DE Mo [32] .....	28
FIGURA 5.5 - COMBINAÇÃO Mo/Mo e Mo/Rh [32].....	28
FIGURA 5.6 - COMBINAÇÃO Rh/Mo e Rh/Rh [32] .....	28
FIGURA 5.7 - A: ALVO DE TUNGSTÊNIO SEM FILTRAÇÃO. B: COMBINAÇÃO W/Rh [32] .....	28
FIGURA 5.8 - OS VALORES DE DOSE GLANDULAR PARA VÁRIAS ESPESSURAS DE PMMA (A) SISTEMAS CR (B) SISTEMAS DE DR [48]. SEGUNDO AS NORMAS EUROPEIAS, OS VALORES ACEITÁVEIS E DESEJÁVEIS SÃO OS VALORES MÉDIOS OBTIDOS COM OS SISTEMAS CONVENCIONAIS. ....	30
FIGURA 8.1 - (A) SOMATÓRIO DE EQUIPAMENTOS POR MARCA. 8.1 (B) DIVISÃO PERCENTUAL DE EQUIPAMENTOS COM O SISTEMA DE IMAGEM. ....	35
FIGURA 8.2 - (A) SOMATÓRIO DE EQUIPAMENTOS DDR POR POR MARCA DO SISTEMA DE IMAGEM. 8.1 (B) DIVISÃO PERCENTUAL DE EQUIPAMENTOS CR POR MARCA DO SISTEMA DE IMAGEM. ....	35
FIGURA 8.3 - PLACAS DE POLIMETILMETACRILATO (PMMA) UTILIZADAS .....	36
FIGURA 8.4 - DETECTOR ELETRÔNICO SEMICONDUTOR <i>UNFORS Xi R/F &amp; MAM</i> UTILIZADO. ....	36
FIGURA 8.5 - MÓDULO <i>THRESHOLD CONTRAST DETAILS</i> DO CONJUNTO <i>DMAM</i> : (63 DETALHES DIVIDIDOS EM 6 TAMANHOS, COM DIÂMETROS ENTRE FROM 0.1MM E 2.0MM, E CONTRASTES ENTRE 0.489% E 27.56%) .....	37

FIGURA 8.6 - MÓDULO <i>THRESHOLD CONTRAST DETAILS</i> DO CONJUNTO DMAM:(POSIÇÃO 1: ESTRUTURA ENVOLVENTE EM PMMA, POSIÇÃO 2: FOLHA DE ALUMÍNIO COM ESPESSURA 0,2 MM E DIMENSÕES 20x20 MM).....	37
FIGURA 9.1 – HISTOGRAMA DA ESAK MEDIDA EM CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA (ESPESSURAS DE PMMA DE 40, 45 E 50 MM) E RESPECTIVA TABELA DE FREQUÊNCIAS. A LINHA VERTICAL REPRESENTA O VALOR MÉDIO.....	44
FIGURA 9.2 - HISTOGRAMA DA AGD EM CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA (ESPESSURAS DE PMMA DE 40, 45 E 50 MM) E RESPECTIVA TABELA DE FREQUÊNCIAS. A LINHA VERTICAL REPRESENTA O VALOR MÉDIO. ....	44
FIGURA 9.3 - (A) DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES DE ESAK EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DE PMMA COMPRIMIDA PARA TODOS OS EQUIPAMENTOS CONFORMES; (B) DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES DE AGD EM FUNÇÃO DA ESPESSURA DE PMMA COMPRIMIDA PARA TODOS OS EQUIPAMENTOS CONFORMES. A LINHA HORIZONTAL CENTRAL REPRESENTA A MÉDIA, A BARRA REPRESENTA O DESVIO PADRÃO E AS LINHAS VERTICAIS REPRESENTAM O VALOR MÁXIMO E O MÍNIMO, RESPECTIVAMENTE .....	45
FIGURA 9.4 – (A) DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES DE ESAK VERIFICADOS NAS 3 ESPESSURAS DE PMMA COMPRIMIDAS E DISCRIMINADA PARA OS 2 SISTEMAS DE IMAGEM (CR OU DDR); (B) DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES DE AGD VERIFICADOS NAS 3 ESPESSURAS DE PMMA COMPRIMIDAS E DISCRIMINADA PARA OS 2 SISTEMAS DE IMAGEM (CR OU DDR). ....	46
FIGURA 9.5 - DISTRIBUIÇÃO DOS VALORES DE (A) ESAK E (B) AGD PARA OS SISTEMAS CR E DDR DA AMOSTRA E DE ACORDO COM A ESPESSURA DE PMMA COMPRIMIDA.....	46
FIGURA 9.6 - GRÁFICOS BOX-PLOT (VALOR MÉDIO, DESVIO PADRÃO, MÁXIMO E MÍNIMO) DAS GRANDEZAS (A) ESAK E (B) AGD OBTIDOS PARA OS 6 SISTEMAS DA GE E PARA OS 6 SISTEMAS DA SIEMENS CONSTITUINTES DA AMOSTRA DE EQUIPAMENTOS DDR CLASSIFICADOS COMO CONFORMES. ....	48
FIGURA 9.7 - GRÁFICO DE BARRAS DOS VALORES DE ESAK DAS 3 ESPESSURAS DE PMMA SIMULADAS EM CADA EQUIPAMENTO COM O RESPECTIVO ESTABELECIMENTO DO NRD DESTE ESTUDO. ....	49
FIGURA 9.8 - GRÁFICO DE BARRAS DOS VALORES DE AGD DAS 3 ESPESSURAS DE PMMA SIMULADAS EM CADA EQUIPAMENTO COM O RESPECTIVO ESTABELECIMENTO DO NRD DESTE ESTUDO. ....	49

## Índice de Tabelas

TABELA 3.1 – REQUISITOS PARA A HVL MÍNIMA (MM AL) EM MAMOGRAFIA, MQSA: 21 CFR (FDA REGULATIONS) PART 1020.30; ACR: COM PRATO DE COMPRESSÃO [32] .....	13
TABELA 3.2 - VALORES MÁXIMOS DE HVL RECOMENDADOS PARA DIFERENTES COMBINAÇÕES ÂNODO/FILTRO. HVL MÁXIMO (MM AL) = $kVp/100 + C$ [32] .....	13
TABELA 4.1 – FATORES G PARA UMA MAMA SIMULADA COM PMMA [6] .....	21
TABELA 4.2 – FATORES C PARA MAMAS SIMULADAS COM PMMA [6] .....	22
TABELA 4.3 – VALORES DE HVL TÍPICOS PARA DIFERENTES VOLTAGENS DO TUBO E COMBINAÇÕES ÂNODO / FILTRO. (OS VALORES INCLUEM O EFEITO DA ATENUAÇÃO DA UNIDADE DE COMPRESSÃO) [6] .....	22
TABELA 4.4 – FATOR S PARA OS ESPETROS DE RAIOS X CLÍNICOS UTILIZADOS [6] .....	22
TABELA 6.1 – ESTATÍSTICAS DE DOSE INDIVIDUAL PUBLICADAS EM 1991 EM COMPARAÇÃO COM AS PUBLICADAS EM 1989 [24] .....	31
TABELA 6.2 – VALORES LIMITE (ACEITÁVEIS E ALCANÇÁVEIS) PARA A AGD (ADAPT. [6]) .....	32
TABELA 7.1 - RESUMO DAS CARACTERÍSTICAS DOS EFEITOS BIOLÓGICOS INDUZIDOS PELA RADIAÇÃO IONIZANTE. CLASSIFICAÇÃO ESQUEMÁTICA E EXEMPLOS DE ALGUNS EFEITOS.....	33
TABELA 8.1 - VALORES DE CONTRASTE DO DETALHE VISUALIZADO PARA O MÓDULO <i>THRESHOLD CONTRAST DETAILS</i> DO CONJUNTO <i>DMAM</i> .....	37
TABELA 8.2 – VALORES DE CNR LIMITES PARA AS 3 ESPESSURAS DE PMMA ESPECÍFICAS, RELATIVOS AO VALOR LIMITE OBTIDO PARA 45 CM (100%). (ADAPT. [6]) .....	39
TABELA 9.1 – TESTES DE CONTROLO DE QUALIDADE EFETUADOS AOS EQUIPAMENTOS DA AMOSTRA E RESPECTIVA CLASSIFICAÇÃO E TOLERÂNCIAS DE ACORDO COM O DL180/2012 E COM O PROTOCOLO EUROPEU DE DOSIMETRIA EM MAMOGRAFIA.....	41
TABELA 9.2 – TABELA DE FREQUÊNCIAS DA MÉDIA DA AGD PARA AS 3 ESPESSURAS DE PMMA .....	42
TABELA 9.3 – RESULTADOS E ANÁLISE ESTATÍSTICA RELATIVA À ESAK MEDIDA NA AMOSTRA ÚTIL. ....	43
TABELA 9.4 – RESULTADOS E ANÁLISE ESTATÍSTICA RELATIVA À AGD CALCULADA NA AMOSTRA ÚTIL. ....	43
TABELA 9.5 – RESUMO DOS PARÂMETROS AUTOMÁTICOS DE EXPOSIÇÃO NOS EQUIPAMENTOS DA AMOSTRA EM CONFORMIDADE E RESPECTIVA QUANTIDADE DE EQUIPAMENTOS A VERIFICÁ-LOS. ....	47
TABELA 9.6 - NRD'S, RELATIVOS À AMOSTRA ÚTIL DESTE ESTUDO, DAS QUANTIDADES DOSIMÉTRICAS ESAK E AGD OBTIDOS DE ACORDO COM CARATERÍSTICAS DE EXAME DIFERENCIAIS (ESPESSURA COMPRIMIDA E CLASSE DO EQUIPAMENTO)....	50
TABELA 9.7 - RESULTADO OBTIDO DO NRD LOCAL DA ESAK PARA AS CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA DESCRITAS NESTE ESTUDO E RESPECTIVO NRD EUROPEU. ....	51
TABELA 9.8 – COMPARAÇÃO DOS VALORES LIMITE (ACEITÁVEIS E ALCANÇÁVEIS) PARA A AGD PREVISTOS NAS DIRETRIZES EUROPEIAS COM OS NRD'S ENCONTRADOS NESTE ESTUDO.....	52
TABELA 9.9 - VALORES DE AGD PARA A AMOSTRA EM ESTUDO E OS PUBLICADOS NA LITERATURA. ....	52



**Lista de Siglas e Abreviaturas**

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
ACSS	Administração Central do Sistema de Saúde
AEC	Automatic exposure control.
AGD	Average Glandular Dose
ALARA	As Low As reasonably Achievable
ATARP	Associação Portuguesa dos Técnicos de Radioterapia, Radiologia e Medicina Nuclear
BI-RADS	Breast Imaging Reporting and Data System
CC	Incidência Crânio-Caudal
CNR	Contrast-to-Noise Ratio
CR	Computed radiography
DDR	Digital Direct Radiography
DGMP	German Society for Medical Physics
DGS	Direção Geral de Saúde
DO	Densidade ótica
DL	Decreto-lei
DR	Digital Radiography
EC	European Commission
ESD	Entrance Surface Dose
ESAK	Entrance Surface Air Kerma
EURATOM	Comunidade Europeia de Energia Atómica
GIM	Groupe Interdisciplinaire a la Mammographie
HVL	Half Value Layer
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IP	Image plate
IPSM	Commissioning and Routine testing of Mammographic X-ray Systems
ITN	Instituto Tecnológico Nuclear
mA.s	Exposição em miliampere segundo
MLO	Médio-Lateral Obliqua
MQSA	Mammography Quality Standards Act
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
NCS	Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie
NRD	Nível de Referência de Diagnóstico
NRPA	Norwegian Radiation Protection Authority
OCDE	Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico
PMMA	Polimetil-Metacrilato
SEFM/SEPR	Sociedade Espanhola de Física Médica/ Sociedad Española de Protección Radiológica
SID	Source-to-image distance
SNR	Signal-to-Noise Ratio
SSI	Supersonic Shear Imaging
UE	União Europeia



## 1. Introdução

Hoje em dia o homem está exposto a diversas fontes de radiação ionizante, naturais e artificiais, que contribuem para a acumulação de uma dose no seu organismo. Os efeitos da radiação no corpo humano são complexos e dependem do tipo de radiação, da intensidade e da energia. A radiação ionizante, pela sua elevada energia, é capaz de penetrar na matéria, ionizar os átomos, romper ligações químicas e causar danos nos tecidos biológicos. No entanto, o uso de radiação ionizante tem inúmeras aplicações que apresentam largos benefícios para a sociedade e para os indivíduos.

O cancro da mama é o segundo tipo de cancro mais frequente no mundo e o primeiro entre as mulheres. Tem-se observado que, em alguns países desenvolvidos, como é o caso dos Estados Unidos, Canadá, Reino Unido, Holanda, Dinamarca e Noruega, um aumento da incidência do cancro da mama vem acompanhado de uma redução da mortalidade por esse mesmo cancro, o que está associado à deteção precoce por meio da mamografia de rastreio e à oferta de tratamento adequado [1]. Atualmente em Portugal, com uma população feminina de 5 milhões, surgem 4500 novos casos de cancro da mama por ano, ou seja 11 novos casos por dia, morrendo por dia 4 mulheres com esta doença. O cancro da mama é o cancro com maior taxa de incidência em Portugal. Aproximadamente 90% dos cancros da mama são curáveis se forem detetados "a tempo" (na fase inicial) e tratados corretamente. A mamografia é a melhor "ferramenta" de que os médicos dispõem para detetar o cancro em fase precoce [2].

A quantificação do parque tecnológico existente em Portugal revelou que, segundo dados fornecidos de estudos realizados pela DGS e pela ACSS, o número de sistemas de mamografia atingiu, em 2011, o número absoluto de 441, ou seja, 42 mamógrafos por milhão de habitantes [3]. É de notar que, relativamente aos dados reportados pela OCDE para 2007 [4], o número de mamógrafos aumentou cerca de 15%. Na lista dos 20 exames de radiologia de diagnóstico mais frequentes a nível europeu, a mamografia surge em segundo lugar. Em Portugal, foi quantificada, em Abril de 2012, a realização de aproximadamente 63 exames de mamografia por cada 1000 habitantes por ano [3].

Em mamografia, os padrões de qualidade exigidos para a imagem clínica implicam que os processos de otimização sejam críticos de forma a assegurar que a mamografia é obtida com a dose mínima mas fornecendo imagens compatíveis com os requisitos clínicos e avaliando a relação risco-benefício adequado para esta prática [5] [6]. As imagens de mamografia correntes têm uma qualidade significativamente mais elevada e são obtidas com uma dose muito mais baixa comparativamente com há 35 anos atrás, quando o primeiro equipamento de mamografia específico apareceu no mercado. Essas conquistas são o resultado de avanços tecnológicos e dos esforços cumulativos de cooperação de grupos de profissionais (radiologistas, engenheiros, físicos médicos, etc.) que trabalharam ao longo deste período com base nos princípios físicos de formação da imagem e da interação dos raios X com a matéria [7].

Na formação de imagem mamográfica, os fotões emitidos pelo tubo de raios X são atenuados de forma diferente ao passar através dos vários tecidos que compõem a mama. Este fenómeno origina a variação espacial da intensidade do feixe transmitido, o que é traduzido em diferenças de valores de pixel (densidade ótica no caso de ser filme), originando a imagem. A qualidade da imagem mamográfica (bem como de outras imagens médicas) depende do contraste, resolução espacial, ruído e artefactos. Isto é, os detalhes clinicamente relevantes numa imagem mamográfica serão visíveis se houver diferenças abruptas nos valores de pixel e quando as extremidades (limites) destes detalhes não são excessivamente degradados pelo ruído, ou por artefactos. O outro aspeto importante a ter em conta está relacionado com os riscos associados com a interação de raios X com os tecidos da mama, que implica a utilização de condições no processo de obtenção que, preservando a capacidade de diagnóstico, minimizem os valores de dose. Nestas condições, inclui-se a seleção de um equipamento mamográfico adequado (tubo de raios X, o recetor imagem, etc), e a utilização de técnicas de imagem apropriadas de acordo com as características do equipamento e da mama [8].

A introdução da tecnologia digital na mamografia, tanto a radiografia computadorizada (CR) como os sistemas de deteção de tela plana (DDR), [9] [10] abriu novas expectativas para este

procedimento, com base nas suas potenciais vantagens. Diversos estudos realizados com recurso a fantasmas permitiram avaliar as características dos sistemas digitais comparadas com as convencionais de película, tendo sido comprovada a obtenção de um melhor limiar de contraste em sistemas digitais [11] [12] [13] e indicado que, em geral, o uso clínico de mamografia digital pode melhorar a qualidade da imagem com recurso a uma dose menor ou igual à aplicada em sistemas de película [14]. Os resultados obtidos quando comparando sistemas digitais e de película e utilizando fantasmas, em relação à dose e à qualidade de imagem, devem estar de acordo com os obtidos nas práticas clínicas usuais onde, para a avaliação do sistema digital, outras características devem ser também consideradas, tais como a taxa de deteção de carcinoma, [15], a taxa de recolha, ou a melhor caracterização da lesão [16] [17].

Considerando estes fatores assim como a necessidade contínua de um equilíbrio entre os benefícios e riscos globais que advêm da utilização desta modalidade, várias organizações internacionais têm-se pronunciado no sentido de “padronizar” os exames clínicos de mamografia e otimizar a dose de radiação administrada por estes.

A European Commission (EC) estabeleceu um valor de referência para a kerma no ar ao nível da superfície de entrada (ESAK) de 10 mGy [18], para a média de 10 medições feitas numa amostra de pacientes com espessura da mama entre 4 e 6 cm. No entanto, em aplicações clínicas as doses de mamografia podem ser referenciadas através do valor do índice de dose de entrada à superfície (ESD) ou pela dose média glandular (AGD), que apresentam uma gama muito ampla de valores uma vez que depende de fatores tais como a espessura do peito comprimido, idade, raça ou a condição do paciente pré ou pós-menopausa [19] [20]. Tendo em conta este valor de referência, foram considerados vários processos de otimização da dose e da qualidade da imagem, no que diz respeito tanto à qualidade do feixe como às técnicas radiográficas empregadas [21] [22] [23].

A União Europeia (UE), na Diretiva 97/43 do tratado da Comunidade Europeia de Energia Atómica (EURATOM) de proteção contra as radiações ionizantes em exposições médicas, aponta para a necessidade estabelecer um protocolo de controlo da qualidade nos equipamentos de mamografia que, entre outros, permita definir as principais grandezas dosimétricas específicas do equipamento (ESAK, ESD, AGD). É ainda realçada a importância de uma análise do efeito radiológico associado a cada técnica empregue e de uma descrição dos vários métodos para avaliar a qualidade de imagem [24].

Em 2001, as Diretrizes Europeias incluíram como capítulo 3 o protocolo "European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening". Neste protocolo foram definidos os requisitos de qualidade para um sistema de imagem mamográfica de película. No entanto, nos últimos anos, a tecnologia de deteção de imagem estendeu-se de modo a incluir cada vez mais a utilização de sistemas de detetores digitais e assumiu-se diferente de tantas maneiras que foi necessário redefinir novos padrões de qualidade e procedimentos de testes a realizar, tendo surgido em Novembro de 2003 uma adenda ao protocolo acima referido. Em 2006, esta adenda foi então contemplada na quarta edição das "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis" e definiu uma nova abordagem de avaliação de qualidade e controlo no anterior protocolo assentando, agora, na premissa de que a medição e avaliação de desempenho são, em princípio, independentes do tipo e da marca do sistema utilizado. Foi definido que as medições são geralmente baseadas em parâmetros extraídos a partir das imagens que são produzidas quando um fantoma com propriedades físicas conhecidas é exposto em condições definidas. Os valores limite são baseados no nível de qualidade do que é conseguido através de sistemas de película que preenchem as exigências das orientações europeias. Para cumprir as orientações europeias em mamografia, o sistema deve passar por todos os testes relevantes a nível aceitável. O nível alcançável reflete o estado da arte para o parâmetro individual. Esta adenda definiu também que os cálculos de dose para a comparação de sistemas basear-se-iam na AGD [25] [26]. Como é exigido aos Estados-Membros que promovam a fixação e a utilização destes níveis e providenciem orientações neste domínio, em Portugal a Diretiva 97/43/EURATOM foi transposta para o ordenamento jurídico interno através do Decreto-Lei nº180/2002, de 30 de Junho [27]. Esta Diretiva introduziu o conceito de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD's) cuja definição é:

*"Níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico para exames típicos de pacientes de tamanho médio para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica."* [28]

Os NRD's são portanto uma forma de contribuir para a otimização da proteção do paciente, uma vez que ajudam a evitar a administração de doses desnecessariamente elevadas aos mesmos. O artigo 10 deste DL180/2002 estipula os deveres do Titular da Instalação, atribuindo-lhe a responsabilidade pelo estabelecimento de recomendações no que respeita à otimização das doses de radiação no paciente, assegurando que o nível da exposição médica está de acordo com os Níveis de Referência de Diagnóstico Europeus, quando estes existem. De realçar que cabe também ao titular da instalação garantir os princípios recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) [27] [29]:

- Justificação - nenhuma prática que envolva a exposição a radiação ionizante deve ser adotada a não ser que o benefício resultante para os indivíduos expostos ou para a sociedade seja maior que o detrimento causado.
- Otimização - cada prática que deve garantir que a exposição dos indivíduos seja tão baixa quanto razoavelmente atingível, tendo em conta fatores económicos e sociais. Este princípio é normalmente designado por princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

Em Portugal, contrariamente ao que se verifica noutros países como por exemplo o Reino Unido, a França e a Alemanha (entre outros), não existe uma tradição de estudos representativos de avaliação periódica das doses de radiações ionizantes no âmbito dos exames médicos, nomeadamente da mamografia. Tais estudos revestem-se de grande importância para uma correta avaliação dos riscos associados às exposições a radiações ionizantes no âmbito das aplicações médicas e constituem utensílios preciosos para decisões sobre políticas de saúde, investimentos em aquisição de equipamentos ou seleção de tecnologias, sobretudo em cenários de racionalização e otimização dos custos associados aos cuidados de saúde [3]. Na mesma linha, os NRD's Portugueses ainda não foram contemplados na legislação nacional. Nestas condições, de acordo com a legislação nacional, os valores de referência a considerar são os NRD's europeus.

Neste sentido, este trabalho assume como **objetivo** principal dar um contributo no estabelecimento dos NRD's nacionais no que se refere à prática da mamografia digital (sistemas CR e DDR) e com base no valor do terceiro quartil (percentil 75) de uma distribuição de valores referentes às grandezas dosimétricas ESAK e AGD. Estas grandezas foram obtidas em condições semelhantes às clínicas e utilizando um fantoma de PMMA com três espessuras equivalentes a 45, 53 e 60 mm de mama comprimida em projeção crânio-caudal. Adicionalmente tentou-se encontrar correlações entre a gama de valores obtidos e as características do conjunto equipamento-técnica e espessura comprimida. Este objetivo surge na sequência de um trabalho anteriormente desenvolvido pela equipa da Medicalconsult e apresentado em congresso na Associação Portuguesa dos Técnicos de Radioterapia, Radiologia e Medicina Nuclear (ATARP) e no Instituto Tecnológico Nuclear (ITN) no âmbito do projeto Dose Datamed II [30] [3]. O trabalho encontra-se estruturado em 10 capítulos (incluindo introdução) para melhor exposição dos assuntos. No capítulo 1 é feita uma pequena descrição das características e morfologia da mama. No capítulo 3 é feita uma abordagem geral à técnica de mamografia, apresentando os aspetos descritivos do princípio de funcionamento, características e conceitos teóricos ligados à física das radiações. No capítulo 4 são essencialmente apresentados os descritores dosimétricos que constituem os NRD's em mamografia. No capítulo 5 é descrita a afetação dos principais parâmetros de qualidade de imagem em mamografia. O capítulo 6 introduz o conceito dos NRD's e o capítulo 7 constitui um pequeno resumo dos efeitos biológicos da radiação ionizante. A descrição dos materiais e metodologia de aquisição dos dados é feita no capítulo 8. No capítulo 9 são apresentados e discutidos os resultados obtidos, onde é feita uma análise estatística e comparativa dos mesmos, procurando interpretar, relacionar e comentar situações encontradas. Por último, o capítulo 10 expõe as conclusões finais e ainda propostas para otimizar o trabalho em causa como uma eventual continuação do estudo realizado.



## 2. Características da mama

A mama é um órgão par, situado na parede anterior do tórax sobre o músculo grande peitoral, sendo a sua forma, tamanho, consistência e aspeto geral muito variáveis. A mama feminina é constituída por lóbulos, ductos e estroma. Cada mama possui ligamentos de Cooper que são expansões fibrosas que se projetam na glândula mamária, subdividindo-a em 15 a 20 secções, os chamados lobos. Por sua vez, os lobos são constituídos por muitos lóbulos, mais pequenos; é aqui que se encontram as células que produzem o leite. O leite flui dos lóbulos, até ao mamilo, através de uns canais finos, os ductos – galactóforos. Entre os lóbulos e separando a glândula da pele e da parede torácica está o estroma, constituído por tecido adiposo (gordura) e tecido conjuntivo que rodeia e suporta os ductos, lóbulos, vasos sanguíneos e linfáticos. O mamilo situa-se no centro da aréola (habitualmente mais escura que o resto da pele da mama) [31].

A figura 2.1 mostra um diagrama da anatomia da mama com uma imagem de mamografia característica do padrão de níveis de cinzento.

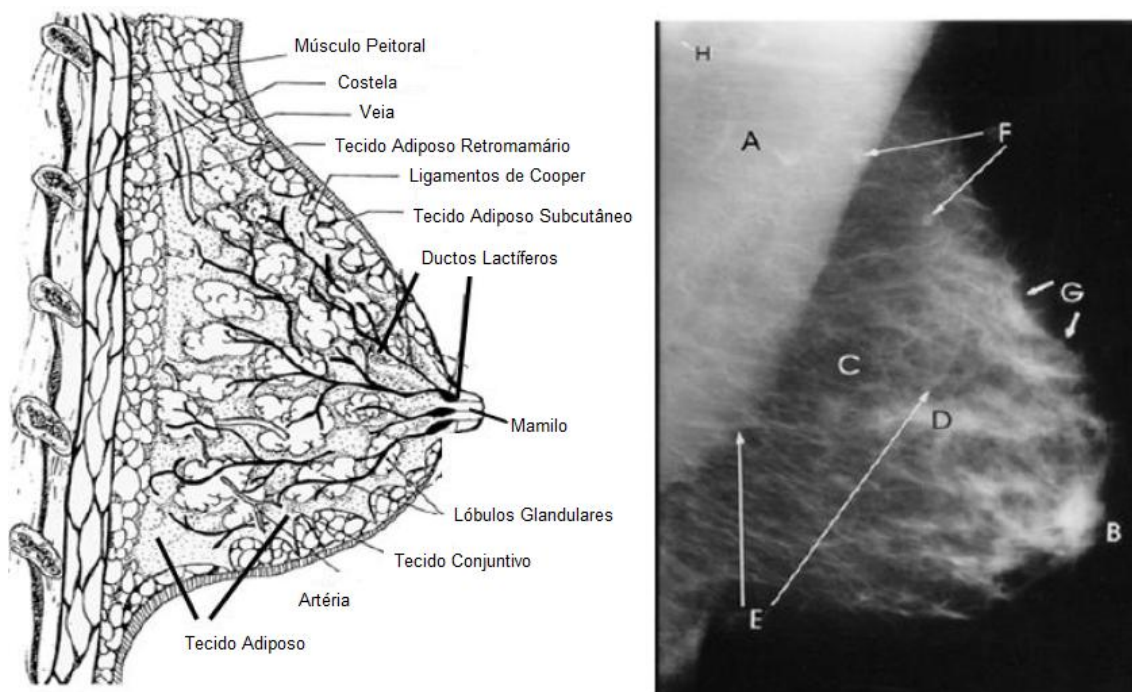


Figura 2.1 - Esquerda: Vista lateral esquemática da mama. Direita: Padrão de densidades das estruturas anatómicas da mama: (A) músculo peitoral, (B) mamilo, (C) tecido adiposo, (D) tecido glandular, (E) veias, (F) nodos linfáticos, (G) ligamentos de Cooper, (H) músculo dorsal. (adapt. [32] )

O tamanho e a composição da mama variam muito de mulher para mulher e ao longo da idade. Na infância, a mama é composta principalmente por gordura, sendo que na puberdade começa a desenvolver-se o tecido glandular, continuando até à maturidade. A partir da menopausa este tecido glandular é gradualmente substituída por gordura. No entanto, a idade não é o fator determinante pois outros fatores, como a espessura e os níveis hormonais influenciam significativamente a composição do tecido da mama. Daí que seja comum encontrar diferenças significativas entre os padrões mamográficos associados com as imagens de mulheres da mesma idade. De todos os tecidos que formam a mama, o tecido glandular é o que possui um maior risco de indução de cancro. A proporção de tecido fibrogranular presente na mama está fortemente correlacionada com a probabilidade de desenvolver cancro da mama [7] [33]. Este tecido é menos transparente ao feixe de raios X do que a gordura e por isso é visto na imagem como um padrão luminoso que se denomina de "densidade". A densidade mamária está

inversamente relacionada com a capacidade da mamografia para revelar a presença de lesões de interesse e a sua proporção é um indicador da dificuldade de deteção de um cancro na mamografia e do risco individual de desenvolvimento de cancro da mama.

Inicialmente, a densidade mamária foi agrupada em quatro categorias, conforme descrito pelo American College of Radiology (ACR) Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS) [34], nomeadamente:

- Categoria I: Predominantemente tecido adiposo (< 25% tecido glandular)
- Categoria II: Tecido adiposo e tecido fibroglandular (25-50%)
- Categoria III: Heterogeneamente densa (51-75%)
- Categoria IV: Extremamente densa (> 75% tecido glandular)

A figura 2.2 mostra quatro imagens com diferentes proporções de tecido glandular mamário.

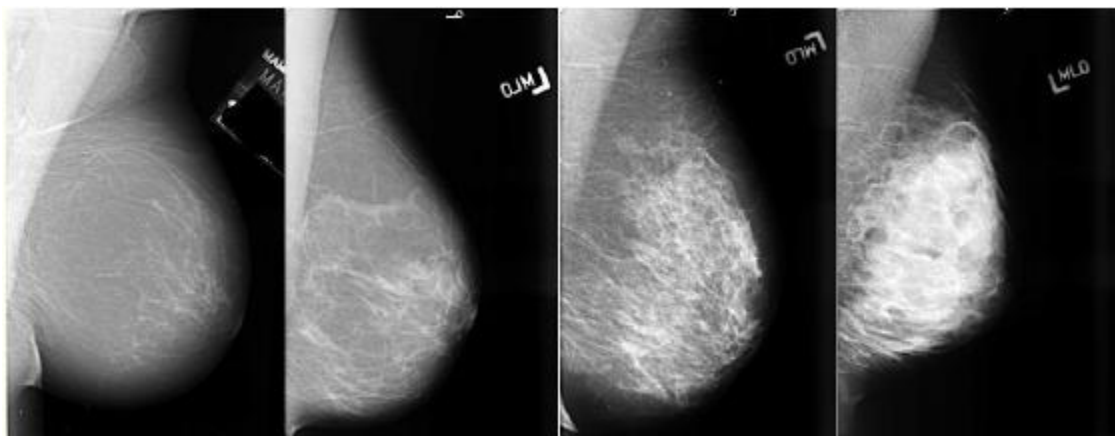


Figura 2.2 - Mamografias demonstrativas das categorias de densidade mamária, em evolução, da esquerda para a direita, da categoria I à categoria IV [34]

Mais recentemente, alguns autores têm utilizado apenas duas categorias que agrupam as duas primeiras e as duas últimas entre si, cujas denominações são, respetivamente, “predominantemente tecido adiposo” e “predominantemente densa” [34] [35]. A esta classificação foi associada uma abordagem quantitativa que engloba a divisão por quadrantes da composição percentual do tecido glandular da mama [36] e, embora esta última versão implique alguma subjetividade, apresenta a vantagem de ser rotineiramente empregue em análise de exames imagiológicos, o que facilita a sua aplicação em epidemiologia.

A espessura da mama é variável - maior na parede torácica comparativamente com a zona do mamilo - embora os dispositivos de compressão utilizados na mamografia permitam diminuir significativamente as diferenças. Em geral, a espessura da mama sob compressão encontra-se compreendida no intervalo de 2 a 10 cm, com um valor médio entre 4,5 e 6 cm, dependendo do tipo de população. A área da mama comprimida é também variável, podendo chegar a valores mais altos que podem requerer várias exposições ou a utilização de um detetor de tamanho 24x30 cm.

As composições atómicas de tecido glandular e adiposo são importantes para o estudo das propriedades físicas do sistema de mamografia e para a otimização de técnicas radiográficas. Deve ser tido em conta também a composição de microcalcificações que são muitas vezes o único sinal visível de anomalia num cancro precoce. As microcalcificações são partículas ou grãos de hidroxiapatite de cálcio ou fosfato de cálcio, que estão associados com o cancro da mama em cerca de 50% dos casos. O seu tamanho individual varia entre vários  $\text{mm}^2$  e valores inferiores a  $0,001 \text{ mm}^2$ . Na prática as microcalcificações podem ser vistas a partir de um diâmetro de 0,1 ou 0,2 mm. Outros detalhes patológicos de interesse são as massas tumorais com dimensões de poucos milímetros imersas em tecido glandular ou as estruturas

filamentosas como extensões fibrosas em tecidos adiposos. A figura 2.3 apresenta imagens típicas de microcalcificações e massas tumorais. [32]

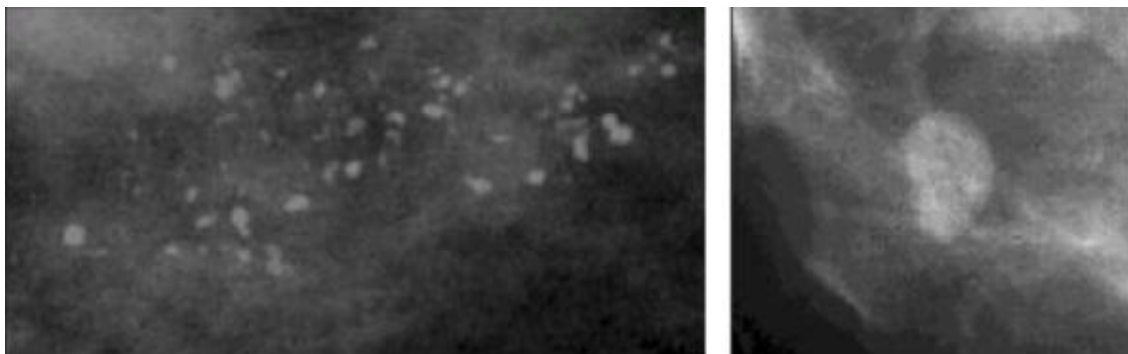


Figura 2.3 - Imagens de mamografia ampliadas mostrando algumas microcalcificações (à esquerda) e uma massa (à direita) [32]

Os estudos da mama requerem imagens com visualização máxima de todas as estruturas anatómicas, com vista a detetar alterações não-palpáveis [37]. A mamografia é projetada para detetar e classificar lesões baseando-se na atenuação dos raios X; utiliza raios X de baixa energia que penetram no tecido mamário e são absorvidos de acordo com as diferentes densidades mamárias, o que permite a obtenção de imagens de alto contraste e a um custo relativamente diminuto. Atualmente é a técnica de imagem mais eficaz para detetar, diagnosticar e identificar uma variedade enorme de patologias mamárias [38] [18].

A mamografia de rastreio é realizada a pacientes assintomáticas com o objetivo de diminuir a mortalidade por cancro da mama. Está confirmado que este tipo de exames reduz a mortalidade entre 20% a 40% em mulheres com idades próximas dos 50 anos [39].

A realização do exame dura cerca de 20 minutos e implica a compressão da mama entre duas placas o que pode ser desconfortável para o paciente. A mamografia possui uma sensibilidade de deteção de 50-85% em lesões malignas, dependendo do tipo de tecido mamário da paciente [40].

Ao utilizar radiação ionizante para um órgão que contém glândulas sensíveis, todo o sistema envolvido na realização de uma mamografia deve ser otimizado para evitar aumentar a probabilidade de indução de cancro no paciente e ao mesmo tempo apresentar imagens com a melhor qualidade possível [37] [18].



### 3. Considerações Físicas e Técnicas

O êxito da mamografia depende de um conjunto de fatores, a serem considerados em simultâneo, para criar condições que permitam uma elevada absorção diferencial nos tecidos moles e utilizando baixas doses.

Atualmente, um equipamento de mamografia, figura 3.1, consiste num tubo de raios X e um recetor de imagem, colocado no lado oposto de um conjunto mecânico. A mama é colocada num suporte, sendo comprimida por uma unidade compressora. A radiação proveniente do tubo de raios X passa por um filtro metálico de conformação espectral e por um colimador (abertura que define o feixe de raios X), sendo transmitida à mama. Os raios X transmitidos pela mama são incidentes numa grelha anti-difusão, atingindo posteriormente o recetor de imagem, onde os fótons interagem e depositam a sua energia localmente, formando a imagem. Uma fração dos raios X passa pelo recetor sem interação, atingindo um sensor, o qual é usado para ativar o mecanismo de controlo automático da exposição [41] [42].

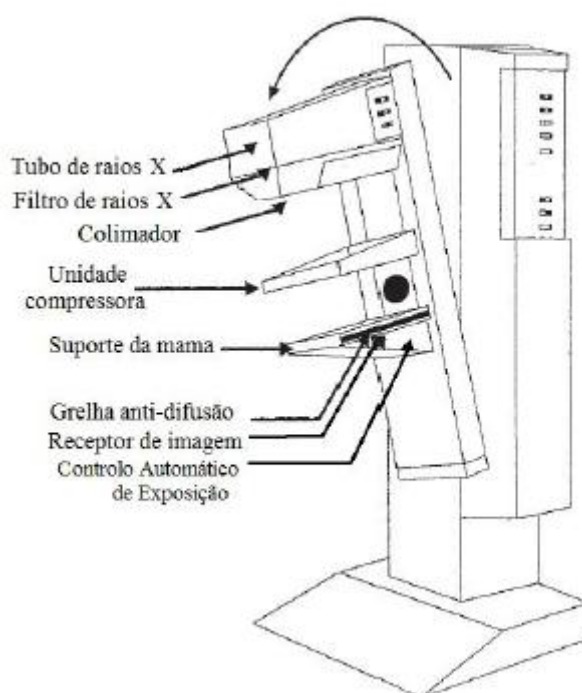


Figura 3.1 - Diagrama esquemático de um equipamento de mamografia (adapt. [41])

A mamografia só deve ser realizada com equipamento dedicado, excelente posicionamento, firme compressão da mama e, no caso da digital, com algoritmos específicos para o processamento, isto é, com todas as condições da Mammography Quality Standards Act (MQSA) reunidas [43].

#### 3.1. Interações dos fótons com a mama

A mamografia é um exame de diagnóstico realizado através da utilização de raios X de baixa dose para examinar a mama humana. O raio X corresponde a uma onda eletromagnética de alta energia, reduzido comprimento de onda (ordem de  $10^{-12}$  m) e frequência elevada ( $10^{16}$  Hz), o que permite a penetração na matéria [44].

Na mama, as diferenças de composição e densidade entre os tecidos adiposo e glandular são suficientes para que ocorra absorção e dispersão de fótons de raio X quando a sua energia é a

adequada. O mesmo já não acontece quando se comparam, entre si, o tecido glandular e as massas tumorais. A figura 3.2A mostra a forma como os coeficientes de atenuação linear<sup>1</sup> para o tecido adiposo, glandular e carcinoma ductal diminuem rapidamente com o aumento da energia, bem como as diferenças entre eles [45]. As diferenças de atenuação entre tecido glandular e as massas tumorais são mais evidentes para energias baixas de raios X (10 a 15 keV) e menos evidentes para altas energias (>35 keV). Contudo, mesmo para estas baixas energias, as diferenças correspondentes ao tecido glandular e carcinoma são pequenas e a consequência disto é que os cancros da mama podem aparecer na mamografia como estruturas de densidade radiográfica semelhante ao tecido glandular [32]. Embora não presentes na figura 3.2, as diferenças de atenuação entre as microcalcificações e o tecido glandular são mais pronunciadas. No entanto, o seu pequeno tamanho implica a necessidade de uma excelente resolução para que sejam visíveis na imagem mamográfica. Por outro lado, a figura 3.2B mostra como o contraste percentual do carcinoma ductal decresce rapidamente com o aumento da energia, sugerindo a necessidade da utilização de baixas energias, próximo de um espectro monoenergético [46].

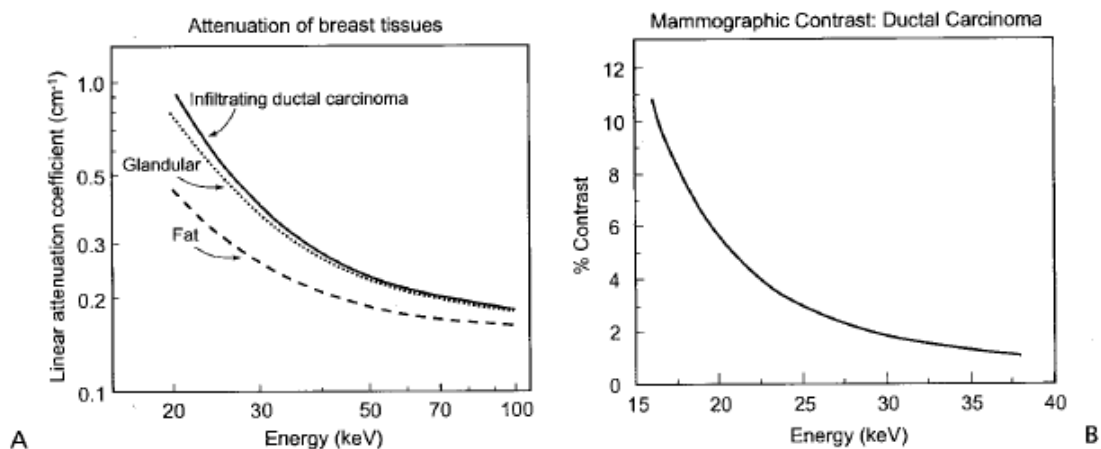


Figura 3.2 - A: Atenuação dos tecidos mamários em função da energia. B: Decréscimo do contraste percentual com a energia do feixe [46]

Assim, as baixas energias de raios X fornecem a melhor atenuação diferencial entre os tecidos, no entanto, a alta absorção resulta numa dose elevada ao tecido e num longo tempo de exposição. Detetar microcalcificações minimizando a dose e aumentando a deteção de baixo contraste impõe exigências extremas nos equipamentos mamográficos e detetores.

Na gama de energia dos fótons de raios X em mamografia, as principais interações com o tecido da mama são devidas ao efeito fotoelétrico e aos processos de dispersão de Rayleigh, tal como é evidenciado na figura 3.3.

O efeito fotoelétrico é a interação dominante abaixo de 22 keV. Nesta interação toda a energia do fóton incidente é transmitida a um eletrão de um átomo do absorvente e, portanto, é responsável pela maior parte da energia transmitida para a mama. Os processos de dispersão correspondem à soma das dispersões coerente e incoerente. Na dispersão coerente, ou dispersão de Rayleigh-Thomson, todos os fótons se dispersam em fase e não existe ionização atómica nem transferência de energia. O fóton mantém praticamente toda a sua energia inicial, sendo somente redirecionado através de um pequeno ângulo, ocorrendo nesta medida um evento elástico. Na dispersão incoerente ou efeito de Compton, o fóton interage com um eletrão da camada mais exterior do átomo do absorvente, onde a energia de ligação é muito fraca, passando a existir um fóton disperso de menor energia do que o incidente e com direção de propagação diferente, e ainda um eletrão secundário com energia cinética. A transferência de energia para o eletrão atómico é pequena, na ordem dos 3 keV no máximo para feixes de

<sup>1</sup> O coeficiente de atenuação linear,  $\mu$ , representa a fração da intensidade do feixe que é atenuada por unidade de espessura do meio absorvente. É diretamente proporcional à massa específica do meio (só o hidrogénio não obedece a esta regra) e tem unidades cm<sup>-1</sup>.

baixa energia. No entanto, independentemente do baixo depósito de energia na mama, os processos de dispersão têm uma importância considerável na mamografia devido à sua influência sobre o contraste: por um lado, contribuem para o contraste inerente (devido à sua contribuição para a probabilidade total de interação) e de outro modo degradam o contraste devido a fótons dispersos que alcançam o detetor na imagem [32] [47].

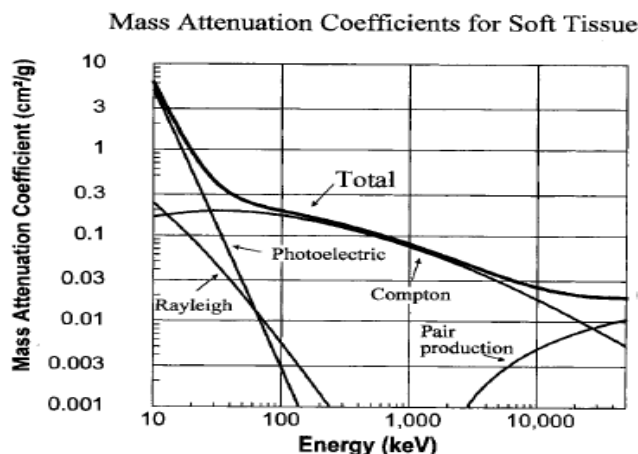


Figura 3.3 – Representação gráfica dos coeficientes de atenuação de massa<sup>2</sup> dos mecanismos de interação (Rayleigh, fotoelétrico, Compton, produção de pares) de tecido mole ( $Z = 7$ ) em função da energia [46]

Para estudar o tecido mamário, pouco espesso e com baixo contraste, devem ser usadas baixas energias entre 15 e 20 KeV. Porém, o uso de doses reduzidas diminui a penetração do feixe e aumenta a absorção no órgão em estudo. Energias mais elevadas, como as utilizadas na radiologia convencional, tornam o tecido mamário radiotransparente.

### 3.2. Produção de Raios X

Presentemente e de um modo geral, os raios X utilizados para fins de diagnóstico médico são produzidos por bombardeamento de eletrodos metálicos com feixes de elétrons de elevada energia cinética. A ampola de raios X possui no seu interior um filamento e um ânodo. Este filamento, uma vez aquecido pela corrente de determinada intensidade que o atravessa, emite elétrons por efeito termiônico, que são acelerados através de uma diferença de potencial elétrico aplicada entre o filamento e o ânodo. Devido à ação de um dispositivo de focagem, estes elétrons são dirigidos para uma área mínima do ânodo, designada foco, cedendo aí a sua energia cinética. Da colisão destas partículas carregadas com o material do foco resulta a libertação de energia: a maior parte sob a forma de calor e só uma pequena fração é emitida como energia eletromagnética X.

Na figura 3.4 estão esquematizados os espectros resultantes da distribuição da energia emitida por uma ampola de raios X. A parte contínua do espectro deve-se à perda de energia cinética de elétrons que passam próximo dos núcleos dos átomos do ânodo; é o efeito de Bremsstrahlung ou radiação de travagem, em que a trajetória do elétron é deflectida. O espectro de energia dos fótons de Bremsstrahlung é uma reta decrescente a partir de um certo valor de energia e corresponde à situação da curva 1, no caso teórico de total ausência de filtração. As curvas 2 e 3 mostram o espectro de energia à saída do ânodo de tungsténio e do tubo de raios X, respetivamente, com filtração por auto-absorção inerente ao ânodo e ao tubo. Na situação 4 é utilizada uma filtração adicional de 2,5 mm de alumínio de modo a eliminar os

<sup>2</sup> Para remover a dependência do coeficiente de atenuação linear  $\mu$  relativamente ao material usado, divide-se este mesmo coeficiente de atenuação linear pela massa específica,  $\rho$ , do material e obtém-se o coeficiente de atenuação de massa  $\mu_m$  em unidades de  $\text{cm}^2/\text{g}$ .

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \text{ (cm}^2/\text{g)}$$

fotões de baixas energias que interagem com o paciente e que apenas contribuem para a magnitude da dose neste e em nada para a imagem. Finalmente, na curva 5 é mostrado o espectro de energia emergente do paciente, depois da interação dos fotões com este. Também os eletrões acelerados dentro da ampola podem colidir com os eletrões das camadas mais internas dos átomos do ânodo, produzindo ionização ou excitação. No primeiro caso, um eletrão da orbital do átomo é ejetado e no segundo caso, um eletrão passa a ocupar um nível de energia mais elevado no átomo. Destes dois casos resultam átomos instáveis e um eletrão de uma das camadas de maior energia passará a ocupar o espaço livre resultante da colisão, libertando-se um fotão. Este fotão é a radiação característica dos átomos do ânodo, ou seja, a parte discreta do espectro de raios X.

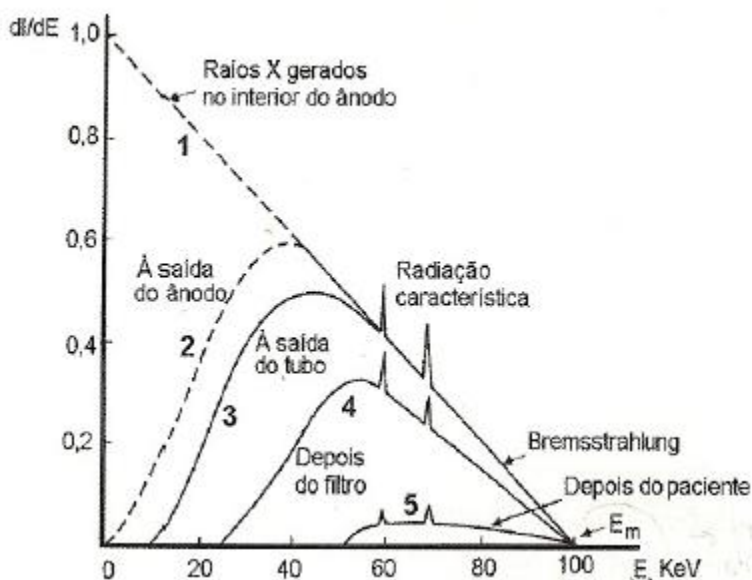


Figura 3.4 – Distribuição da energia emitida por uma ampola de raios X convencional. ( $dI/dE$  – intensidade do feixe por unidade de energia dos fotões.  $E_m$  – máxima energia dos fotões do feixe). 1 – a tracejada – Recta teórica (hipotética) do efeito. 2 – Espectro de energia à saída do ânodo de tungsténio. 3 - Espectro de energia à saída do tubo sem filtragem adicional, para além da inerente. 4 – Espectro com filtragem equivalente a 2,5 mm Al (inerente mais adicionado). 5 – Espectro de energia emergente do paciente. [47]

Em termos gerais, as características dos feixes de raios X de diagnóstico dependem dos valores e tipo da tensão e corrente anódica utilizada, dos materiais que constituem o ânodo, das dimensões do foco, dos materiais e da espessura dos filtros e janela.

Uma das especificidades da mamografia é a de utilizar quase exclusivamente a parte característica do espectro de raios X emitido pela ampola e não a porção contínua, como é regra em radiologia. Assim, a energia dos raios X ideal é obtida através da utilização de materiais específicos que permitem gerar radiação X característica e filtros de raios X específicos que removem o indesejável de baixa e alta energia no espectro de travagem (Bremsstrahlung). A possibilidade de utilizar baixa energia sem ter doses elevadas é conseguida utilizando ânodos de metais com riscas do espectro característico próximas dos 20 KeV [47].

Em mamografia os ânodos mais utilizados são de tungsténio (W), de molibdénio (Mo) e mais recentemente de ródio (Rh), embora este último metal seja muito mais caro e mais difícil de trabalhar que os restantes. Através de diferentes combinações entre estes ânodos e alguns filtros de alumínio (Al), tungsténio, molibdénio ou de ródio obtém-se diferentes qualidades de radiação e logo de imagem, para as mesmas energias.

A espessura hemiredutora (HVL)<sup>3</sup> do feixe de raios X em mamografia é da ordem de 0,3 – 0,45 mm de Al para os kVp e combinações ânodo/filtro tipicamente utilizados. Em geral o HVL aumenta com o aumento dos kVp e do número atômico dos ânodos e filtros, dependendo também da espessura da unidade de compressão. Para uma combinação Mo/Mo a 30 kVp o HVL é de 0,35 mm de Al, o que corresponde a um HVL no tecido mamário de aproximadamente 1 a 2cm, contudo o valor depende bastante da composição do tecido mamário em questão. Para garantir que as baixas energias do espectro de saída do tubo são removidas, as guidelines da ACR apresentam valores mínimos para os valores de HVL, tal como se encontra listado na tabela 3.1 [46].

Tabela 3.1 – Requisitos para a HVL mínima (mm Al) em mamografia, MQSA: 21 CFR (FDA Regulations) Part 1020.30; ACR: com prato de compressão [46]

Tube Voltage (kV)	MQSA—FDA kVp/100	ACR kVp/100 + 0.03
24	0.24	0.27
26	0.26	0.29
28	0.28	0.31
30	0.30	0.33
32	0.32	0.35

ACR, American College of Radiology; CFR, Code of Federal Regulations; FDA, Food and Drug Administration; MQSA, Mammography Quality Standards Act.

Por outro lado, se o HVL exceder determinados valores, o feixe será demasiado “duro” e comprometerá a qualidade da imagem. Na tabela 3.2 pode visualizar-se as guidelines da ACR que recomendam um HVL máxima com base na combinação ânodo/filtro [46].

Tabela 3.2 - Valores máximos de HVL recomendados para diferentes combinações ânodo/filtro. HVL máximo (mm Al) = kVp/100 + C [46]

Tube Voltage (kV)	Mo/Mo C = 0.12	Mo/Rh C = 0.19	Rh/Rh C = 0.22	W/Rh C = 0.30
24	0.36	0.43	0.46	0.54
26	0.38	0.45	0.48	0.56
28	0.40	0.47	0.50	0.58
30	0.42	0.49	0.52	0.60
32	0.44	0.51	0.54	0.62

O MQSA requer que os sistemas utilizados após Outubro de 2002 sejam capazes de produzir uma saída de pelo menos 7,0 mGy de kerma no ar por segundo (800 mR / seg) quando operando a 28 kVp no modo de mamografia padrão (Mo/Mo), em qualquer SID em que o sistema foi concebido para funcionar [46]. Tal é também exigido pelo DL 180/2002.

### 3.3. Sistemas de Aquisição de Imagem

Já vimos anteriormente que, para obter uma imagem mamográfica, os raios X devem ser gerados a partir de um alvo e posteriormente existirá um filtro de metal no sistema que irá

<sup>3</sup> A espessura hemiredutora, ou HVL (half value layer) corresponde à espessura de um material necessária para reduzir a metade a intensidade de um feixe de fótons que o atravessa. Vem geralmente expressa em mm de Al. Em geral, para um feixe heterogéneo, a primeira espessura hemiredutora é menor que as espessuras subsequentes. Conforme aumenta a espessura do filtro, a energia média do feixe transmitido aumenta, ou seja, o feixe torna-se cada vez mais duro (mais penetrante).

remover a maioria das energias do feixe não-desejáveis, antes da sua entrada no paciente. A partir daqui tudo dependerá do sistema que regula a aquisição da imagem, sendo que aqui os sistemas se podem agrupar em dois grandes grupos: sistemas convencionais e sistemas digitais.

Nos sistemas convencionais, as imagens são gravadas em filmes formados por uma base de acetato ou poliéster que serve para dar sustentação ao filme, uma camada de haletos (brometo e iodeto) de prata que interage com os raios X e uma camada protetora. O filme de mamografia é uma opção muito útil que foi otimizada ao longo dos últimos 50 anos e foi (e continua a ser, em alguns países) a modalidade de imagem padrão para a deteção de lesões suspeitas numa fase inicial nos seios de mulheres assintomáticas. Num sistema convencional, o controlo automático da exposição (AEC) termina a exposição do filme quando o tecido acima do AEC tiver transmitido um número adequado de raios X para expor a película onde o seu gradiente (declive da curva H & D) será próximo ou no seu valor máximo e o brilho da imagem aceitável for aceitável [48]. No entanto, outras áreas da mama (áreas densas) podem ser subexpostas. No sistema convencional, a tela de intensificação produz luz que é proporcional à quantidade de energia depositada pelos raios X. O filme exposto será processado quimicamente para produzir a imagem permanente mamográfica de diferentes densidades óticas. O filme mamográfico serve as três funções de aquisição de imagem, exibição e armazenamento.

A mamografia tem alta sensibilidade (100%) na deteção de lesões suspeitas em mamas compostas basicamente de tecido adiposo [49] [50]. No entanto, este valor é significativamente inferior em mamas com constituição predominante de tecido glandular, pois as massas tumorais da mama são frequentemente semelhantes em densidade radiográfica ao tecido fibroglandular. Consequentemente, 10 - 20% dos cancros da mama não são visualizados em sistemas convencionais [51]. Além disso, uma parte desta diminuição de sensibilidade de deteção da lesão pode ser devida ao filme em si, uma vez que serve como meio de visualização, aquisição e armazenamento da imagem. Depois de o filme ser exposto e processado a imagem não pode ser alterada de modo significativo e, assim, porções da mamografia podem ser exibidas com contrastes de qualidade inferior. Apenas podem ser feitas ligeiras melhorias de visualização indiretas, como a utilização de uma "luz quente" ou de uma lupa. Se não for suficiente, o paciente pode precisar de ser submetido a uma outra imagem mamográfica e, consequentemente, ser exposto a mais doses de radiação.

Outra limitação do filme é que diferentes regiões da imagem da mama são representadas de acordo com a resposta característica do filme mamográfico. Existe um compromisso entre a faixa dinâmica (latitude) e resolução de contraste (gradiente). Isto é ilustrado na figura 3.5 pela curva de Hurter e Driffield (H&D) que é característica para cada tipo de sistema de filme em condições específicas. A curva H&D demonstra a relação entre a exposição radiológica, a densidade de imagem e o contraste [52].

Com a gama limitada de densidades de tecidos moles na mama, a mamografia requer alto contraste. As características fixas de uma curva H&D significam que, se o alto contraste é para ser obtido em tecidos de densidades intermédias, deve verificar-se a existência de um menor contraste dentro dos tecidos mais densos (tecido fibroglandular) representados na base da curva e dos tecidos adiposos representados no topo da curva [52]. Por conseguinte, o filme mamográfico possui uma gama dinâmica limitada e o intervalo ótimo de exposição é aproximadamente estabelecido pela zona de resposta linear da sua curva H&D [47].

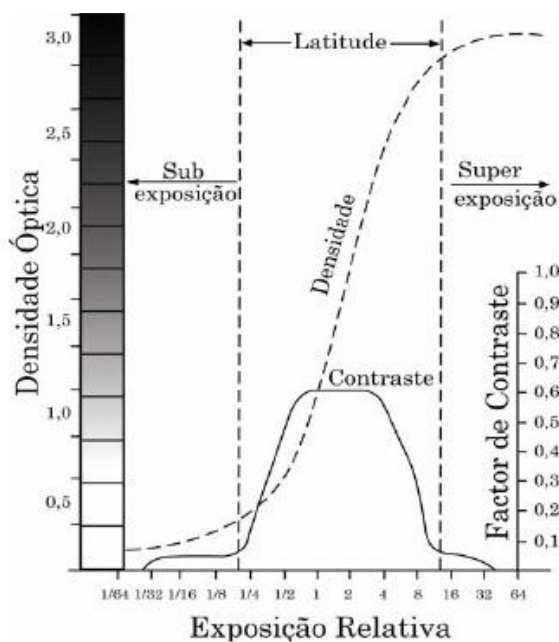


Figura 3.5 - Curva H&D característica de um filme radiológico [53]

Nos sistemas digitais existe um detetor que substitui o sistema de filme convencional. Ainda assim, o detetor é exposto aos raios X, tal como num sistema de filme. O detetor produz um sinal que é linearmente proporcional à intensidade dos fótons transmitidos pela mama e, portanto, é possível produzir uma melhor representação da transmissão de raios X de todas as partes da mama [52]. Para a mamografia digital, o AEC ainda desempenha um papel fundamental, sendo que, ao contrário do filme onde era importante para determinar o contraste da imagem, em mamografia digital, o AEC ajuda na obtenção de uma predeterminada relação sinal-ruído e uma dose de radiação razoável para a mama. Depois de ter sido exposto, o detetor digital produz um sinal eletrónico que é digitalizado e armazenado. Com mamografia digital, o processamento químico de revelação é eliminada e único papel do detetor é a aquisição de imagem. Outra vantagem de um detetor digital é a eliminação de granularidade associada ao filme que acrescentava ruído a um sistema convencional. Uma vez que a aquisição de imagens e exibição são processos separados, cada um deles pode ser otimizado. Os detetores digitais têm uma ampla gama dinâmica (resposta linear) em relação ao filme, tal como representado na figura 3.6.

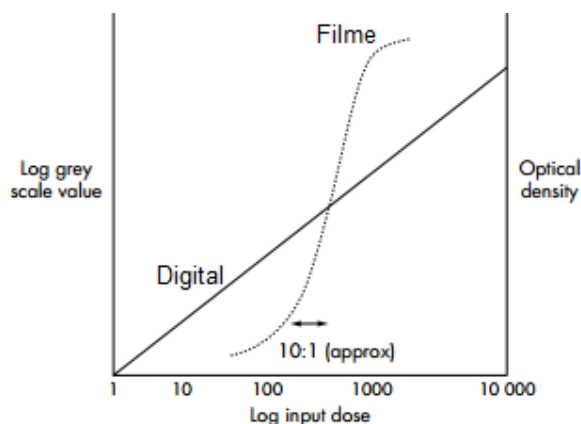


Figura 3.6 – Os detectores digitais têm uma resposta linear e uma ampla faixa dinâmica em comparação com o filme. A resposta digital é apresentada como a linha diagonal (adap.t [54])

Os detetores digitais aumentaram a eficiência na detecção e na representação dos fótons de raios X com uma dose de radiação mais baixa, em comparação com o filme [52]. Além disso, os detetores digitais (mesmo com uma resolução espacial inferior ao filme) também parecem melhorar a discriminação da lesão através da sua eficiência melhorada de absorção de fótons de raios X, uma resposta linear ao longo de uma vasta gama de intensidades de radiação e de ruído baixo do sistema [55]. Além disso, pode ser utilizado software de pós-processamento para auxiliar o radiologista na avaliação das imagens, dando-lhe ferramentas que permitem a alteração do contraste e do brilho automaticamente ou manualmente.

Os sistemas digitais encontram-se em crescente evolução ao longo dos últimos anos, existindo já vários sub-sistemas dentro da gama do digital. Atualmente o termo digital pode estar associado a um sistema de radiografia digital (DR) ou a um sistema de radiografia computadorizada (CR).

O sistema de radiografia digital (DR) possui uma matriz de detetores eletrónicos onde cada elemento absorve a radiação transmitida através do tecido mamário, produzindo um sinal elétrico proporcional à intensidade dos raios X. Posteriormente o sinal é convertido em formato digital através de captura direta ou indireta da imagem. Nos sistemas de captura indireta utiliza-se um cintilador de tela plana e uma matriz de díodos para obter a imagem. Como cintiladores são usados cristais de iodeto céσιο (CsI) depositados em colunas lineares sobre cada elemento do detetor como objetivo de absorver os raios X e produzir cintilação luminosa. Posteriormente a luz é captada por elementos da matriz de fotodíodos (silício amorfo) que a convertem em corrente elétrica. Esses sensores de silício amorfo (a-Si) são ligados a transístores de películas de filme (TFT) que armazenam a informação de cada pixel até o momento desta ser lida pelo circuito de varrimento do detetor. Nos sistemas de captura direta da imagem, ou sistemas de radiografia digital direta (DDR), utiliza-se uma placa de selênio amorfo (a-Se) que é um material fotocondutor. Ou seja, quando atingido por fótons de raios X, o sistema produz elétrons livres que geram sinais elétricos nos elementos da matriz de detetores. As cargas criadas no processo de interação dos raios X com o meio interior do detetor são atraídas pelo elétrodo e armazenadas pelos condensadores dos pixéis [37].

A radiografia computadorizada (CR) é um processo aparentemente semelhante ao sistema convencional, pois o equipamento emissor de radiação é o mesmo e em ambos os casos existe a utilização de uma cassete para a realização do exame. Porém, a diferença está na substituição da cassete com filme por uma com uma placa de imagem (IP- image plate) de material fósforo fotoestimulável [56]. Dentro da cassete, a placa de fósforo fotoestimulável é usada para absorver e armazenar a energia dos raios X transmitidos através da mama, produzindo assim uma "imagem latente". Em seguida, a cassete é introduzido na unidade digitalizadora, como e varrida com um laser de baixa energia. Os elétrons armazenados na matriz do fósforo foto-estimulável são estimulados pela energia do laser e uma fração significativa retorna ao nível de energia mais baixo do fósforo com a libertação simultânea de uma luminescência foto-estimulada de maior energia. A intensidade da luminescência libertada é proporcional ao número de elétrons libertados e é capturada por um sistema de guia de luz próximo ao IP. Por fim, um tubo fotomultiplicador na saída do guia de luz converte e amplifica a luminescência numa voltagem de saída correspondente e a informação da imagem latente residual é apagada [57].

### 3.4. Posicionamento da mama

Na mamografia, o posicionamento adequado da mama é um processo que exige alguns procedimentos técnicos fundamentais pois poderá influenciar bastante a qualidade diagnóstica. As projeções padrão utilizadas em mamografia são a incidência crânio-caudal (CC) e a incidência médio-lateral oblíqua (MLO). Existem outras incidências adicionais como a projeção lateral, incidências locais, incidências ampliadas e a incidência crânio-caudal estendida. Com menor frequência podem-se realizar também a incidência axial, tangencial, crânio-caudal invertida, incidências específicas para doentes deitados e incidências específicas para homens.

Na incidência crânio-caudal, o aparelho é colocado na posição vertical, de modo a que o tubo de raios X seja perpendicular ao chão. Pode ser executada com a mulher sentada ou de pé. Apesar de esta projeção não abranger sempre os aspetos interno e externo da glândula próxima da parede torácica, abrange com sucesso toda a zona fibroglandular, incluindo a sua extensão axilar devido à mobilidade natural da porção lateral da mama, na maioria das pacientes. A mulher deve ficar com as costas retificadas, afastada do aparelho 5 a 10 cm e com os braços sobre o colo. O lado da mama a ser examinada é rodado anteriormente cerca de  $10^\circ$  e a cabeça da mulher fica virada para o lado oposto. O técnico de radiologia fica do lado oposto da mama a radiografar e eleva o suporte do aparelho, ligeiramente acima da prega inframamária, como se pode ver na figura 3.7. A mama é puxada para a frente e na direção medial e, em simultâneo, o técnico apoia as costas da doente, evitando que esta se incline para trás durante a compressão. Por fim, a mama é comprimida de forma lenta e uniforme e o tecido mamário é adaptado para evitar a ocorrência de pregas. Os fotões viajam desde o ânodo, localizado na região superior da mama, para o recetor de imagem colocado abaixo desta.



Figura 3.7 - Posicionamento e mamografia CC de ambas as mamas [58]

Nesta incidência deve ser visualizada toda a porção interna e o máximo possível da porção externa. O mamilo deve estar em posição neutra e no centro da imagem. Sempre que possível deve ser possível visualizar o músculo peitoral, mas este fator não é, por si só, um sinal de posicionamento incorreto (este músculo apenas é visualizado em cerca de 30% dos pacientes na incidência CC). A representação exagerada da porção interna leva a uma perda de visualização da porção externa e vice-versa [58].



## 4. Dosimetria

Do que precede, pode afirmar-se que a mamografia é uma técnica bastante exigente a nível radiológico. No que diz respeito aos aspetos de dosimetria em mamografia, ao longo dos anos, foram propostos vários indicadores específicos, sendo os três mais utilizados para comparação de sistemas a Kerma no Ar na Superfície de Entrada (do inglês Entrance Surface Air Kerma – ESAK), a Dose na Superfície de Entrada (do inglês Entrance Surface Dose) e a Dose Glandular Média (do inglês Average Glandular Dose - AGD). O último, AGD, constitui o melhor indicador do risco de carcinogénese [6] e, portanto, é o principal indicador dosimétrico, recomendado pelo ICRP7 e adotado em muitos dos protocolos de mamografia para estimar esse mesmo risco de indução de carcinogénese na mama. Em Portugal, o indicador de dose de referência é a ESAK [27].

### 4.1. Kerma no Ar na Superfície de Entrada (ESAK)

A transferência de energia de um feixe de fótons para um meio é um processo que decorre em duas etapas. A primeira etapa envolve as interações dos fótons com os átomos do meio e consequente produção de eletrões secundários e a segunda envolve a transferência de energia cinética desses eletrões para o meio através de várias excitações e ionizações dos átomos [47]. Estas etapas encontram-se ilustradas na figura 4.1.

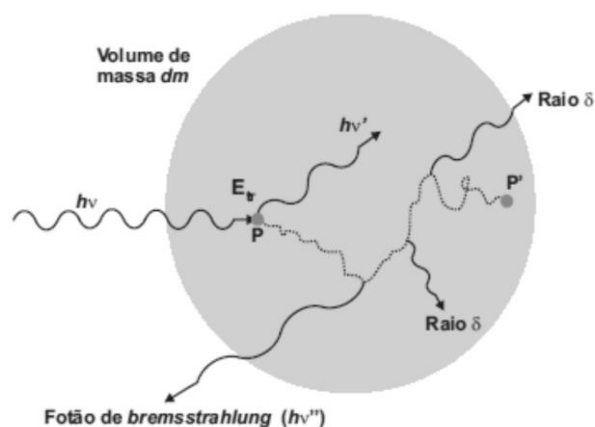


Figura 4.1 - Ilustração da transferência de energia do fóton  $h\nu$  no volume de massa  $dm$ . O fóton interage com o meio no ponto P e transfere parte da sua energia na forma de energia cinética aos eletrões. O eletrão, por sua vez, transfere a energia ao meio através de pequenas colisões entre o ponto P e P'. A transferência de energia em P é designada por kerma e entre o ponto P e P' designa-se por dose absorvida [59]

A quantidade designada por Kinetic Energy Released in Material (kerma),  $K$ , descreve a interação inicial do feixe com o meio e define-se por  $K = d\bar{E}_{tr}/dm$  onde  $d\bar{E}_{tr}$  é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas libertadas por partículas ionizantes não carregadas numa massa  $dm$ . A unidade SI da kerma é expressa em J/Kg, contudo por razões históricas utiliza-se o gray (Gy). A kerma deve ser sempre definida tendo em conta o material onde ocorreu a interação (por exemplo: kerma no ar, etc.).

As medições de kerma no ar utilizando uma câmara de ionização ou um outro detetor de dose calibrado nos intervalos de energia em mamografia são comumente utilizadas para avaliar a dose de entrada na superfície da mama (ESAK). A ESAK é a kerma no ar medida no eixo central do feixe incidente e no ponto onde o feixe incide no paciente ou no simulador, isto é, no

plano de entrada da pele. Inclui apenas o feixe primário incidente no paciente ou simulador e nenhuma radiação retrodispersa<sup>4</sup> [6].

## 4.2. Dose na Superfície de Entrada (ESD)

A ESD é definida como a dose absorvida<sup>5</sup> no ar, no ponto de intersecção do eixo do feixe de radiação com a superfície de entrada do paciente, incluindo a radiação retrodispersa. A ESD obtém-se a partir da grandeza ESAK, multiplicando-a pelo fator de retrodifusão adequado e expressa-se em unidades mGy. Os fatores de retrodifusão dependem da energia do feixe incidente, do tamanho do campo e do meio e podem ser determinados mediante simulações por meio de Monte Carlo. Para as incidências de mamografia este fator é tipicamente 1,09 [6].

## 4.3. Dose Glandular Média (AGD)

A AGD é a dose média absorvida no tecido glandular numa mama uniformemente comprimida [6]. O valor da AGD depende de fatores como a qualidade do feixe incidente (HVL) e a espessura e composição da mama. Em mamografia, a utilização de fótons de baixa energia tem de ser ponderada com os requisitos de baixa dose já que estes são fortemente absorvidos pela mama, aumentando a AGD tal como descrito na figura 4.2 (a). Por outro lado, mamas da mesma densidade com diferentes espessuras necessitam de diferentes doses, tal como é representado na figura 4.2 (b), para mamas fibroglandulares. Para a mesma energia dos fótons e mesma composição tecidual, a AGD aumenta com a espessura da mama.

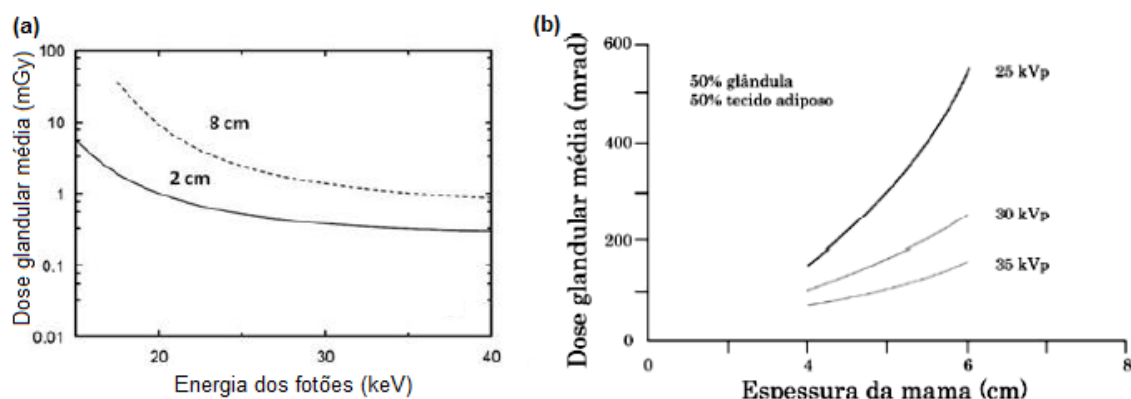


Figura 4.2 – (a): Variação da dose glandular média em função da energia dos fótons para mamas de espessura de 8 e 2 cm. (b):Variação da dose glandular média para mamas fibroglandulares [60]

Se o valor da espessura e da composição da mama não forem conhecidos, a AGD a apresentar será calculada relativamente a uma mama de referência<sup>6</sup>. A AGD não pode ser medida diretamente mas pode ser estimada para mamas típicas simuladas com PMMA ou mesmo para mamas em estudos clínicos. É geralmente estimada a partir do cálculo baseado em grandezas dosimétricas mensuráveis à superfície da mama ponderadas com fatores simulados em Monte Carlo e posteriormente comprovados de uma forma empírica com

<sup>4</sup> A radiação retrodispersa, ou *Backscattering*, é constituída pelos fótons secundários (Compton) difundidos com ângulos próximos de 180°.

<sup>5</sup> A dose absorvida é o quociente da energia média cedida pelas radiações ionizantes à matéria num elemento de volume infinitamente pequeno pela massa da matéria contida nesse elemento de volume.

<sup>6</sup> Segundo o Protocolo Europeu de dosimetria em mamografia, a mama de referência tem uma espessura de 50 mm e é constituída por 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular. A espessura de PMMA equivalente é 45 mm.

modelos. Neste contexto, a ESAK assume-se como a grandeza base recomendada pelo Protocolo Europeu para o cálculo da AGD. Surge então que a AGD, para uma determinada espessura e composição de mama equivalentes à espessura de PMMA testada, é calculada segundo a expressão  $AGD=ESAK.g.c.s$ , com ESAK sendo a Kerma no Ar na Superfície de Entrada (sem retrodispersão) medida sobre a superfície de PMMA e os fatores g, c e s sendo os fatores associados às ponderações (tabeladas) do HVL, da espessura e da composição da mama. O fator g é responsável pela ponderação associada ao valor de HVL do feixe para uma mama com 50% de tecido glandular e é derivado dos valores calculados por Dance et al (2000) e tabelados segundo a tabela 4.1. O fator c é responsável pela correção da diferença em composição da mama relativamente à composição típica de 50% de tecido glandular e é apresentado na tabela 4.2 para mamas típicas na gama de idade de 50 a 64 anos. Note-se que os fatores c e g aplicados são os associados para a espessura de mama correspondente à espessura de PMMA utilizada. Pode ser feita uma interpolação<sup>7</sup> para diferentes valores de HVL dos que tabelados. Os valores típicos de HVL para vários espectros são apresentados na tabela 4.3. Por fim, o fator s tabelado na tabela 4.4 corrige as diferenças devido à escolha do espectro de raios X. A dose deve ser determinada usando os habituais fatores de exposição clinicamente selecionados incluindo qualquer seleção automática de kV e/ou combinação de ânodo / filtro.

Tabela 4.1 – Fatores g para uma mama simulada com PMMA [6]

PMMA thickness (mm)	Equivalent breast thickness (mm)	g-factors (mGy/mGy)							
		HVL (mm Al)							
		0.25	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	0.329	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585
30	32	0.222	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448
40	45	0.155	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
45	53	0.130	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295
50	60	0.112	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
60	75	0.088	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210
70	90		0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172
80	103		0.074	0.085	0.096	0.106	0.117	0.133	0.149

<sup>7</sup> Denomina-se interpolação o método que permite construir um novo conjunto de dados a partir de um conjunto discreto de dados pontuais.

Tabela 4.2 – Fatores c para mamas simuladas com PMMA [6]

PMMA thickness (mm)	Equivalent breast thickness (mm)	Glandularity of equivalent breast	c-factors						
			HVL (mm Al)						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	97	0.889	0.895	0.903	0.908	0.912	0.917	0.921
30	32	67	0.940	0.943	0.945	0.946	0.949	0.952	0.953
40	45	41	1.043	1.041	1.040	1.039	1.037	1.035	1.034
45	53	29	1.109	1.105	1.102	1.099	1.096	1.091	1.088
50	60	20	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
60	75	9	1.254	1.245	1.235	1.231	1.225	1.217	1.207
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.262

Tabela 4.3 – Valores de HVL típicos para diferentes voltagens do tubo e combinações ânodo / filtro. (Os valores incluem o efeito da atenuação da unidade de compressão) [6]

kV	HVL (mm Al) for target filter combination				
	Mo + 30 $\mu$ m Mo	Mo +25 $\mu$ m Rh	Rh +25 $\mu$ m Rh	W +50 $\mu$ m Rh	W +0.45 $\mu$ m Al <sup>22</sup>
25	0.33 $\pm$ .02	0.40 $\pm$ .02	0.38 $\pm$ .02	0.52 $\pm$ .03	0.31 $\pm$ .03
28	0.36 $\pm$ .02	0.42 $\pm$ .02	0.43 $\pm$ .02	0.54 $\pm$ .03	0.37 $\pm$ .03
31	0.39 $\pm$ .02	0.44 $\pm$ .02	0.48 $\pm$ .02	0.56 $\pm$ .03	0.42 $\pm$ .03
34		0.47 $\pm$ .02		0.59 $\pm$ .03	0.47 $\pm$ .03
37		0.50 $\pm$ .02			0.51 $\pm$ .03

\* Some compression paddles are made of Lexan, the HVL values with this type of compression plate are 0.01 mm Al lower compared with the values in the table.

Tabela 4.4 – Fator s para os espectros de raios X clínicos utilizados [6]

Spectrum	s-factor
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042
W/Al	1.05

De notar que o método apresentado é relativo a medições de AGD para mamas típicas simuladas com PMMA mas também é possível medir a AGD para séries de exames clínicos de mama em cada sistema de mamografia. Neste caso, o procedimento é o mesmo, diferindo apenas nos valores associados às ponderações dos fatores g e c [6].

## 5. Qualidade da imagem

O conteúdo de informação de uma imagem pode ser melhor definido em termos de apenas contrastes e detalhes visíveis [6]. Em mamografia convencional, as condições básicas para o bom desempenho e para a constância de um sistema podem ser avaliadas através da medição dos seguintes parâmetros: resolução espacial<sup>8</sup>, visibilidade de contrastes, limiar de contraste de visibilidade e tempo de exposição. Em mamografia digital, a qualidade da imagem é expressa em termos do limiar de contraste de visibilidade usando as configurações de exposição clínica, com uma espessura padrão de mama simulada. Isto proporciona uma medida da qualidade da imagem para uma mama típica padrão. Uma vez que este teste é bastante demorado, a avaliação está limitada a esta espessura padrão. A qualidade de imagem de outras espessuras está relacionada com a qualidade de imagem na espessura padrão usando parâmetros simples, que descrevem a qualidade da imagem em relação à qualidade de imagem na espessura padrão. A qualidade de imagem da mamografia digital em espessuras que não a espessura padrão está relacionado com a qualidade da imagem com a espessura padrão através da utilização das relações sinal-ruído (do inglês Signal-to-Noise Ratio, SNR) e contraste-ruído (do inglês Contrast-to-Noise Ratio, CNR). Estes parâmetros permitem avaliar a qualidade da imagem de um recetor digital de imagem em relação aos níveis de dose e do espectro, os quais são utilizados clinicamente naquele sistema em particular. Os valores absolutos de SNR e CNR são dependentes do sistema (são dependentes, por exemplo, do tamanho do pixel), portanto os valores limitantes têm de ser expressos em termos de variação de SNR sobre toda a gama de espessuras de mama simulada e percentagem de CNR na espessura padrão, respetivamente. Na visão dos autores do protocolo Europeu, o CNR será a medida certa para quantificar a qualidade de imagem em espessuras que não a espessura padrão. O CNR não deve necessariamente ser igual em toda a gama de espessuras de mama. Dadas estas recomendações do protocolo Europeu e dado que toda a amostra de equipamentos analisados no decorrer deste trabalho são equipamentos de mamografia digital (DDR e CR), estabelece-se que os parâmetros de análise da qualidade da imagem a ter em conta são o limiar de contraste de visibilidade e o CNR, tendo em conta que ambos são regulados e determinados pelo funcionamento do AEC. De acordo com muitos estudos realizados, mostrou-se que a resolução espacial em mamografia digital fornece pouca informação sobre a qualidade dos sistemas pois todos os detetores digitais são constituídos, de alguma forma, por um conjunto discreto de detetores elementares (pixéis) [61]. Assim, em sistemas digitais, o limite de resolução espacial não é limitante na deteção de estruturas críticas.

### 5.1. Contraste de visibilidade e CNR

O contraste do objeto ou contraste radiográfico é definido como a diferença na fluência<sup>9</sup> de fótons do feixe de raios X transmitida no objeto de interesse e, no fundo, no qual está imerso. Na figura 5.1 (a) é representada esquematicamente uma mama que consiste numa mistura homogénea de tecido glandular e tecido adiposo e sobre a qual incide um feixe de fótons de raios X monoenergético ( $N_0$ ) de energia E, expressa em keV. O número de fótons,  $N_f$ , transmitidos através da mama e que alcança uma área fixa sobre o detetor é dado pela expressão:

$$N_f(E) = N_0(E) \cdot e^{-\mu_f(E) \cdot T} \quad (5.1)$$

De onde  $\mu_f(E)$  é o coeficiente de atenuação da mama e T representa a sua espessura. O número de fótons  $N_s$  transmitido pela região da mama em que se encontra a lesão (sinal) é:

$$N_s(E) = N_0(E) \cdot e^{-\mu_f(E) \cdot (T-t)} \cdot e^{-\mu_s(E)t} \quad (5.2)$$

<sup>8</sup> A resolução espacial determina as dimensões do objeto de menor dimensão que pode ser exibido na imagem.

<sup>9</sup> A fluência de fótons é dada pelo quociente  $dN/dA$ , sendo  $dN$  o número de partículas incidentes sobre uma esfera centrada no ponto P e  $dA$  a área da superfície diâmetral da mesma esfera atravessada por estes fótons.

Em que  $\mu_s(E)$  representa o coeficiente de atenuação da lesão e  $t$  a espessura da lesão. Tal como já foi referido anteriormente, os valores dos coeficientes de atenuação dependem da natureza do material (numero atómico e densidade) e da energia ( $E$ ) do feixe de raios X.

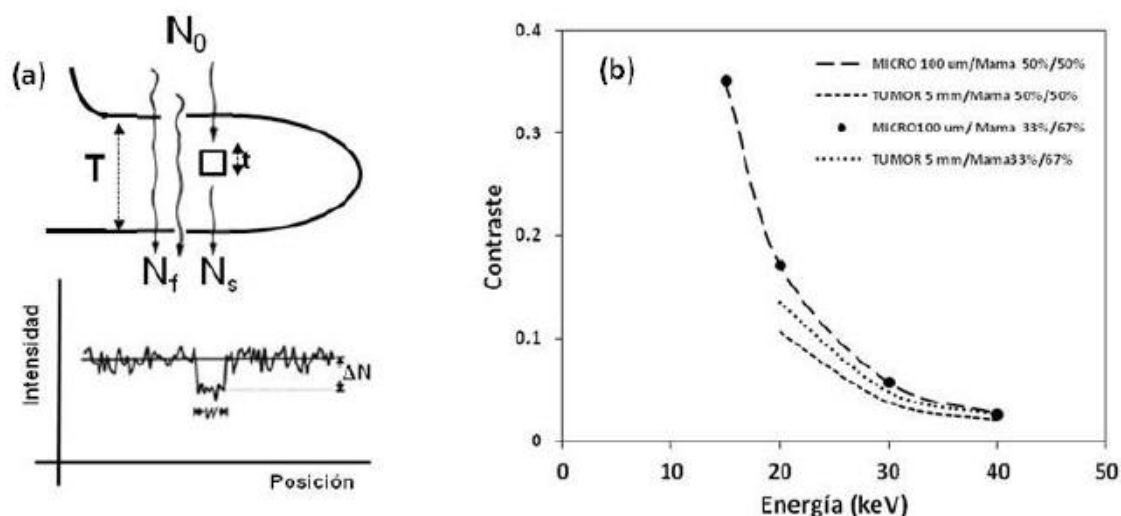


Figura 5.1 – (a): Representação esquemática de uma mama contendo uma lesão. Assume-se que a mama é uma mistura homogénea de tecido adiposo e glandular. Por baixo é apresentado o perfil da distribuição de intensidade transmitida através da mama. (b): Contraste em função da energia (keV) associado a um tumor de 5 mm de espessura e uma microcalcificação de 100  $\mu\text{m}$  de espessura imersos numa mama com composição de 50 % de tecido glandular e 50 % de tecido adiposo e numa mama com composição de 33 % de tecido glandular e 67 % de tecido adiposo [32]

O contraste inerente,  $C$ , da lesão pode calcular-se a partir da seguinte expressão:

$$C = \frac{|N_f - N_s|}{N_f} = 1 - e^{-(\mu_s - \mu_f)t} \quad (5.3)$$

Onde não é tido em conta a contribuição da radiação dispersa nem de outros fatores limitantes do contraste associados ao detetor. Pela análise da figura 5.1 (b), verifica-se que o contraste para ambos os tipos de lesões (tumor e microcalcificações) decresce muito rapidamente com a energia, convergindo num valor único para energias superiores a 40 keV. As microcalcificações, ao contrário dos tumores, têm um número atómico e densidades superiores aos tecidos circundantes, o que origina um contraste superior ao tumor e até mesmo que não se veja praticamente influências da composição da mama [32]. Mais uma vez, estes resultados indicam que é necessário utilizar fótons de baixa energia para obter contrastes adequados e que possibilitem a deteção das lesões imersas na mama. Tal como já foi referido, a utilização de fótons de baixa energia tem de ser ponderada com os requisitos de baixa dose. Ou seja, a escolha do espectro de raios X utilizado é um compromisso entre os requisitos de dose e de qualidade de imagem (contraste).

O limiar de contraste de visibilidade é o menor contraste detetável, para um dado tamanho de pormenor, que pode ser mostrado pelo sistema de imagem com uma intensidade diferente (densidade) ao longo de toda a gama dinâmica. Segundo o protocolo Europeu, este valor deverá ser medido numa espessura padrão e o pormenor avaliado será um conjunto de discos com diâmetro de entre 0,1 e 5 mm com contrastes conhecidos. É uma medida que caracteriza a qualidade de imagem para a imagiologia de estruturas de baixo contraste, como é o caso da mamografia [18] [6].

No entanto, para avaliar a capacidade de um processo de imagiologia para gerar contraste na imagem clinicamente útil, o contraste da imagem em si não é preciso o suficiente porque numa imagem com ruído não está clara a origem do contraste visualizado. Ou seja, o contraste que a imagem apresenta pode ser devido ao verdadeiro contraste dos tecidos ou pode ser devido a

flutuações de ruído. Entenda-se por ruído a contribuição, na imagem, dos designados por ruído quântico, ruído estrutural e ruído eletrônico. O ruído quântico está associado às flutuações aleatórias dos valores da densidade ótica (filme) ou pixel (imagens digitais) que têm lugar ponto a ponto e que são mais evidentes quando a imagem é um objeto com atenuação uniforme. Estas flutuações são principalmente devido à natureza aleatória dos processos de produção do feixe de raios X e de interação com o paciente e o detetor. A presença de ruído quântico é inevitável. O ruído estrutural é devido a flutuações na sensibilidade do detetor. No caso do filme, este ruído é provocado pelo grão e pela estrutura do filme e, conseqüentemente, é difícil de remover. Nos detetores digitais o ruído estrutural é originado principalmente na falta de homogeneidade no ganho ou na sensibilidade dos detetores elementares distintos presentes na matriz ativa. Este ruído provoca o aparecimento de uma imagem de fundo estruturada, que normalmente é eliminado usando técnicas de correção (máscaras) sempre que as diferenças permanecem constantes ao longo do tempo. Por último, o ruído eletrônico, exclusivo dos detetores digitais, também deve ser considerado e corresponde às flutuações devido à eletrônica do detetor em si ou dos dispositivos de conversão analógico-digital utilizados. Estas últimas flutuações não dependem da exposição que atinge o detetor e são muito mais pequenas do que as anteriores. Todos estes tipos de ruído são independentes entre si e o ruído total que a imagem apresenta é a soma das variâncias dos três tipos de ruído [32].

A capacidade humana de distinguir entre objetos é proporcional ao contraste, e diminui de forma linear com ruído. A figura 5.2 ilustra a evidência de que nem sempre o aumento do contraste é proporcional à capacidade humana de distinguir o objeto, basta que o aumento do ruído acompanhe o aumento do contraste para tal já não ser válido. Estas leis da percepção são deterministas na definição do CNR. Resumindo, o CNR apresenta uma medida objetiva do contraste útil. Por exemplo, se uma técnica de aquisição de imagens gera o contraste com o dobro do produzido por uma outra técnica, o ruído, deve aumentar menos do que duas vezes, a fim de fornecer imagens clinicamente melhores.

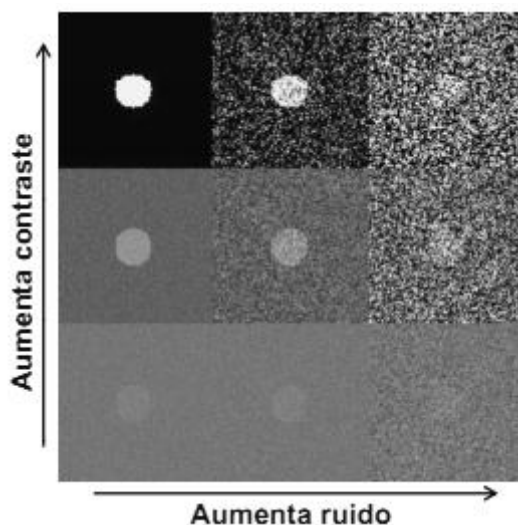


Figura 5.2 – Ilustração da afetação da imagem em função do contraste e do ruído

Um problema prático da definição de CNR é que esta se baseia na medição da fluência de fótons para o cálculo do contraste, o que depende do sistema de exibição e que é difícil de concretizar. Uma abordagem equivalente e muito mais viável, por conseguinte, é utilizar a diferença do sinal nos dados originais, em vez de avaliar o contraste da imagem visualizada. Isto resulta na definição apresentada pelo protocolo Europeu, segundo a qual o CNR é calculado para um objeto de teste específico (por exemplo, 0,2 mm Al em 45 mm PMMA) de acordo com a seguinte expressão:

$$\text{CNR}_{\text{medido}} = \frac{\text{Valor médio do pixel (sinal)} - \text{Valor médio do pixel (fundo)}}{\sqrt{\frac{\text{Desvio padrão (sinal)}^2 + \text{Desvio padrão (fundo)}^2}{2}}} \quad (5.4)$$

Onde o sinal representa a região da imagem onde se encontra o objeto de teste e o fundo representa a estrutura de PMMA envolvente e na qual se encontra inserido o objeto. Segundo este protocolo Europeu, a qualidade da imagem é avaliada para uma das espessuras utilizando o valor de limiar de contraste de visibilidade previamente medido para essa mesma espessura (é recomendado que a espessura seja o equivalente a 5 cm de PMMA, podendo no entanto ser outra). Para assegurar qualidade de imagem nas outras espessuras de PMMA, o valor limite de CNR para cada espessura está relacionado com o valor limite de CNR para a espessura de PMMA padrão que foi avaliada. A seguinte fórmula é utilizada para calcular o valor limite de CNR a outra determinada espessura padrão:

$$\text{Limiar de Contraste}_{\text{medido}} * \text{CNR}_{\text{medido}} = \text{Limiar de Contraste}_{\text{limite}} * \text{CNR}_{\text{limite}} \quad (5.5)$$

O valor de CNR medido na espessura avaliada está relacionado com o limiar de contraste de visibilidade medido para um disco com 0,1 mm e para a mesma espessura de PMMA. Usando a expressão 5.5, o valor limite do CNR na espessura padrão pode ser estimado usando o limiar de contraste medido previamente e o valor aceitável de limiar de contraste para o diâmetro do disco de 0,1 mm [6]. Desta forma, o valor do CNR, a uma espessura padrão, é estimado como o que seria obtido num sistema se este sistema apenas cumprisse os valores aceitáveis do limiar de contraste de visibilidade. O CNR calculado pelo valor aceitável do limiar de contraste de visibilidade é o limite inferior do CNR na espessura padrão. Os limites inferiores do CNR para outras espessuras estão relacionados a esse valor, assegurando assim CNR suficiente para toda a gama de espessura de mama.

## 5.2. Fatores determinantes

Até aqui foi assente que os parâmetros de análise da qualidade da imagem a ter em conta no desenvolvimento deste trabalho são o limiar de contraste de visibilidade e o CNR. Já se viu também a forma como estes dois parâmetros afetam a imagem e a perceção humana desta. Falta agora apontar os fatores que, de facto, são determinantes para os dois parâmetros atrás referidos. São eles: a radiação dispersa, as grelhas antidifusoras, os espetros de raios X, a compressão da mama, a sensibilidade dos detetores e a função de resposta do detetor. Este é o grande desafio que a mamografia digital enfrenta e, nesse sentido, tem sido feito um grande esforço para analisar o impacto desses fatores e ajustar o layout de equipamentos de mamografia e recetores de imagem, preservando e ampliando na medida do possível o contraste inerente às estruturas de mama.

A radiação dispersa que alcança o detetor de imagem é um dos motivos de degradação do contraste. Pode considerar-se que esta radiação contribui com uma intensidade uniforme em cada ponto do detetor, dando origem a um "véu" que reduz o contraste. O fator de degradação do contraste, denominado por R, define-se como a relação entre o contraste da imagem com e sem radiação dispersa:

$$R = 1 / (1 + \frac{D}{P}) \quad (5.6)$$

Onde D e P são os fótons que alcançam o detetor provenientes da radiação dispersa e primária, respetivamente. A relação D/P é influenciada pela energia dos fótons, pela espessura e composição da mama e pelo tamanho do campo de exposição, tal como se pode verificar na figura 5.3 (a) e (b). A análise da figura revela que a relação D/P aumenta com o aumento da espessura da mama e do campo de exposição e que a composição da mama só afeta significativamente a relação D/P para mamas mais espessas.

No caso da mamografia digital com detetores lineares, a redução de contraste causada pela radiação dispersa não é tão importante como nos restantes tipo pois esta redução pode ser compensada. No entanto, deve-se recordar que a radiação dispersa contribui para o ruído quântico e consequentemente para diminuir o CNR.

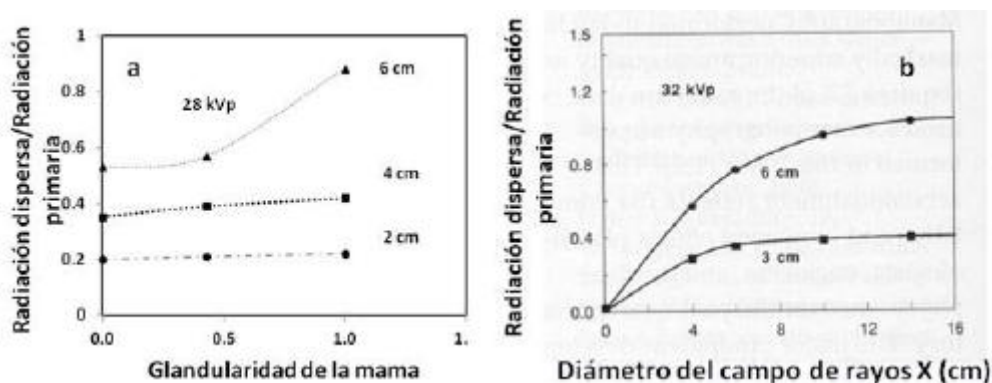


Figura 5.3 – (a) Variação da relação D/P com a espessura e composição da mama. (b) Variação da relação D/P com o tamanho do campo para 3 e 6 cm de PMMA [32]

Por outro lado, surgem as grelhas antidifusoras que, idealmente deveriam transmitir toda a radiação primária do feixe de raios X e absorver a dispersa. Na prática, as grelhas utilizadas em mamografia transmitem entre 60% a 75% da radiação primária e absorvem entre 75% e 85% da dispersa [32]. O comportamento de uma grelha caracteriza-se pelo aumento de contraste que produz e pelo incremento de doses que envolve a sua utilização. O primeiro efeito é designado por fator de melhoria de contraste (FIC) e definido como a razão entre os contrastes da imagem, com e sem a grelha. O aumento da dose é designado por fator de grelha ou fator de Bucky e é definido pelo quociente da dose, com e sem grelha. A absorção da radiação dispersa reduz o ruído e, por conseguinte, melhora o CNR e, por outro lado, a absorção parcial da radiação primária produz o efeito oposto, em diferentes proporções. Ambos os efeitos são ponderados e obtém-se o fator de incremento de CNR associado à grelha.

O espectro do feixe de raios X, caracterizado pela combinação ânodo/filtro e a tensão de funcionamento, é outros dos fatores que têm um grande impacto sobre a qualidade da imagem e a dose. A combinação Mo / Mo produz um feixe com um elevado rendimento para a emissão da radiação característica de Mo (17,4 keV e 19,6 keV), eliminando praticamente todos os fótons de alta energia e de reduzindo significativamente os de baixa energia (figura 5.4). O espectro produzido permite obter imagens de grande qualidade para mamas de tamanho médio (abaixo de 6 cm) ou pouco densas, mas produz resultados piores quando as mamas são muito espessas ou densas. Isso ocorre porque o feixe sofre uma atenuação superior ao atravessar mamas mais densas ou espessas e fica mais duro, diminuindo o contraste e aumentando a dose depositada. O aumento dos kVp para compensar este efeito não provoca alterações significativas no espectro porque a energia associada à radiação característica é fixa. Para conseguir feixes mais penetrantes recorre-se a outros materiais, tanto para o ânodo como para o filtro. A combinação Mo / Rh é útil para mamas predominantemente adiposas ou de composição média com espessuras superiores a 6 cm. A energia da radiação característica do Rh (20,2 keV e 22,8 keV) também está dentro da gama de baixas energias requeridas. O espectro que é gerado pela combinação Rh / Rh (figura 5.6) é mais penetrante do que o que corresponde à combinação Mo / Rh e, portanto, é útil para a obtenção imagens da mama densa ou espessa com qualidade razoável e doses mais baixas do que com Mo / Mo ou Mo / Rh. Também podem ser utilizados espectros com ânodos de W e baixas voltagens (figura 5.7 A) de forma que a maior parte da radiação produzida seja de travagem e não possua picos de radiação característicos da camada K, exibidos nos outros espectros. Filtra-se, depois, a radiação característica de filtro da camada L (que resultaria num elevado depósito de dose na pele) utilizando filtros geralmente de Rh (figura 5.7 B). O ânodo de W possui vantagens importantes devido à sua elevada eficiência na produção de radiação de travagem, que resulta na diminuição do tempo de exposição. Por tudo isto é necessário ponderar bem cada uma das combinações possíveis, e escolher com base nas suas vantagens e desvantagens. A capacidade de deteção das lesões pode ser melhorada através do aumento dos valores de dose uma vez fixada a qualidade do feixe a utilizar [32].

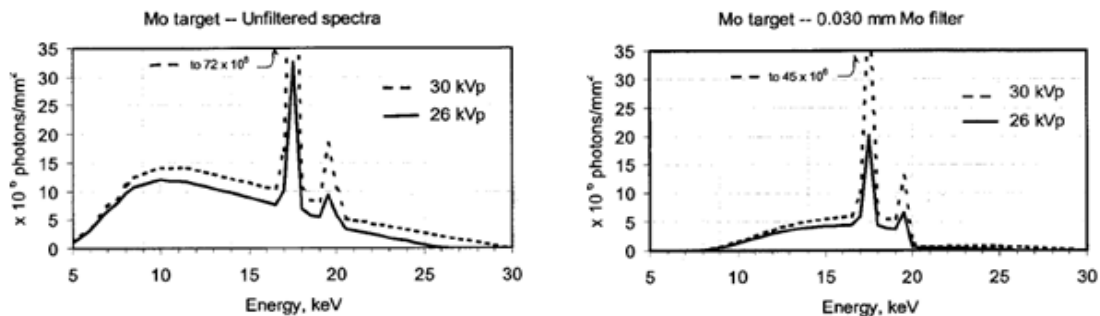


Figura 5.4 - Espectros de raios X de Mo, antes e depois da filtragem de 30µm de Mo [46]

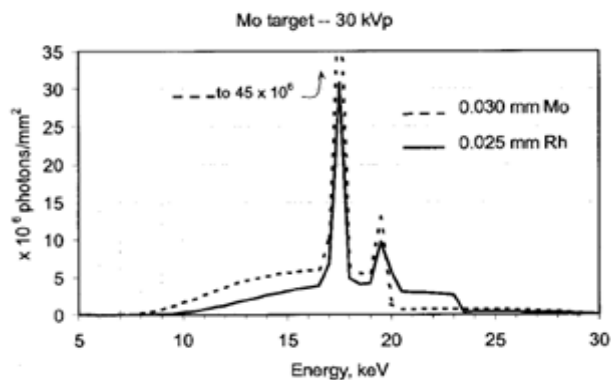


Figura 5.5 - Combinação Mo/Mo e Mo/Rh [46]

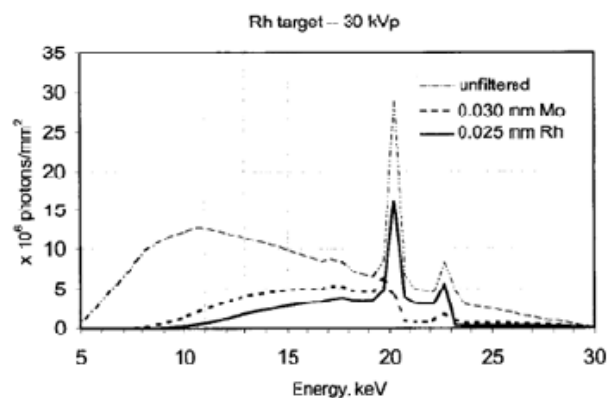


Figura 5.6 - Combinação Rh/Mo e Rh/Rh [46]

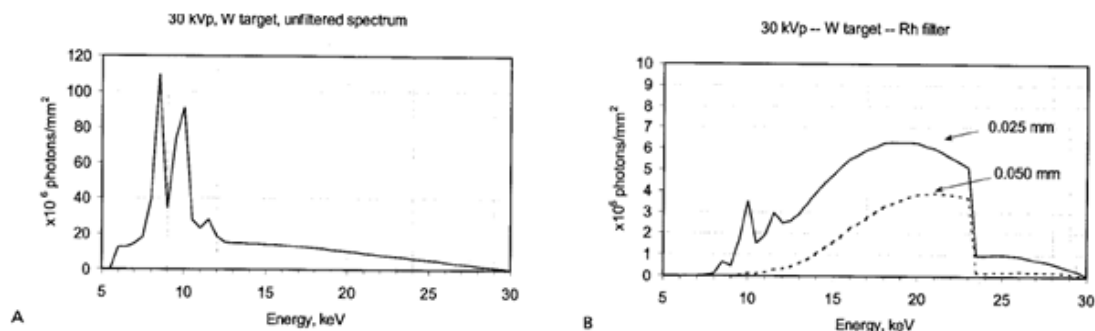


Figura 5.7 – A: Alvo de tungstênio sem filtração. B: Combinação W/Rh [46]

A compressão da mama é também um fator essencial à qualidade da imagem pois, ao comprimir, a espessura da mama é equilibrada e homogeneizada e ao mesmo tempo a

espessura total é reduzida sem variar a densidade do tecido, já que a superfície da mama aumenta. Uma compressão firme da mama resulta num aumento de contraste da imagem pois diminui a espessura da mama com a consequente redução de radiação dispersa (reduz a relação  $D / P$ ), permite a utilização de um feixe incidente de menor energia média (por exemplo, baixar os kV), reduz o endurecimento do feixe de radiação e possibilita que uma maior quantidade de fótons de raios X seja utilizada para a formação da imagem [32].

O contraste final da imagem depende sempre e também da eficiência com que o detetor converte a energia do feixe incidente de raios X em sinal útil (sensibilidade). A grandeza que caracteriza esta interação designa-se por eficiência de deteção quântica e é definida como a fração de fótons incidente no detetor que são convertidos em sinal útil. Esta grandeza aumenta com o coeficiente de atenuação linear e com a espessura do material e diminui com o aumento da energia dos fótons incidentes [32].

Por último, a função de resposta do detetor assume-se também como um fator determinante no contraste e no CNR da imagem mamográfica. A resposta do sistema convencional é medida pela densidade ótica (DO) e a sensibilidade do detetor determina a dose necessária para atingir um valor específico de DO na imagem. Esta DO é escolhida para assegurar que a maioria dos valores de exposição que chega ao recetor, depois de atravessar a mama, encontra-se na zona útil da curva característica do filme (porção linear). Na mamografia digital, o sinal de resposta medido é um valor numérico (valor de pixel) que está relacionado com a dose incidente por uma função de resposta que pode ser linear ou logarítmica, dependendo da tecnologia do detetor (CR ou DDR). Ao contrário do que acontece em sistemas convencionais, não há um valor ótimo para a gama de doses ou exposição a serem alcançados no detetor. Valores baixos de exposição originam imagens mais ruidosas e valores altos estão restritos aos limites de dose ou níveis de referência para este parâmetro [61]. Esta função de resposta, bem como muitos outros parâmetros, são controlados pelo AEC.

### 5.3. Controlo Automático de Exposição (AEC)

A necessidade de tornar os detalhes visíveis dentro da arquitetura complexa da imagem da mama, a necessidade de melhorar o contraste e resolução e minimizar o ruído, e também a necessidade de obter a imagem com uma dose tão baixa quanto possível sugerem uma enorme complexidade que necessita ser ponderada de alguma forma. A conceção dos dispositivos de controlo automático da exposição (AEC) evoluiu bastante nos últimos anos. Inicialmente, a ação destes sistemas prendia-se com o limitar o tempo de exposição. Atualmente, a maioria atua selecionando os fatores na qualidade de exposição (ânodo / filtro, kV, mA.s), em função das características particulares de cada mama (espessura e atenuação). Qualquer que seja o modo de funcionamento, em sistemas com filme a missão do AEC é a de proporcionar imagens com uma densidade ótica (DO) semelhante, independentemente da qualidade do feixe e das características da mama. A maior latitude dos sistemas digitais faz com que não exista uma exigência semelhante entre a energia absorvida pelo recetor e a qualidade da imagem. Por esta razão, a principal missão do AEC nestes sistemas é assegurar que o CNR é adequado em toda a imagem e que os valores de dose são próximos dos recomendados. Em equipamentos de mamografia com filme ou CR, o AEC está equipado com uma câmara única ou sensor que pode deslocar-se a partir do lado do tórax até à zona do mamilo. Nos mamógrafos digitais o AEC está equipado com o detetor integrado (DR) que pode ser concebido como um sensor formado por múltiplos elementos. O detetor pode, portanto, atuar ao mesmo tempo como AEC e fazer a amostragem da imagem transmitida, possibilitando a otimização da amplitude do sinal. Os algoritmos utilizados no AEC estão cada vez mais refinados como consequência da maior quantidade de informação disponível e podem atuar em conformidade com diferentes estratégias. Por exemplo, podem identificar um sinal mais baixo que atinja o detetor (região da mama com maior atenuação) e conduzir a exposição de modo a que o sinal exceda um valor pré-estabelecido. Neste caso, o dispositivo funciona de forma semelhante aos sistemas convencionais controlando a exposição recebida pelo recetor da imagem. Noutros casos, o AEC funciona assegurando os valores de CNR acima de determinados valores em qualquer ponto da imagem. Os valores dos dois parâmetros depende do tipo do detetor (por exemplo, do tamanho do pixel), e dentro do mesmo tipo, dependem da

calibração realizada durante a instalação. A figura 5.8 mostra os valores de dose glandular obtidos com diferentes espessuras de PMMA com AEC evidenciando os vários tipos de ajustes, semelhantes aos sistemas convencionais, no caso de o sistema ser CR. No caso dos DR ou DDR evidencia-se a seleção de feixes mais penetrantes quando a mama é mais espessa resultando num ajuste mais plano.

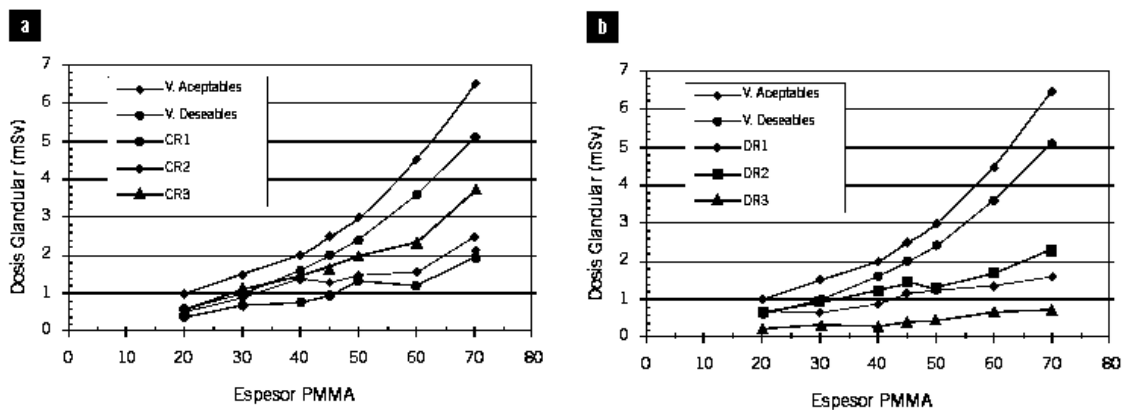


Figura 5.8 - Os valores de dose glandular para várias espessuras de PMMA (a) Sistemas CR (b) Sistemas de DR [61]. Segundo as normas Europeias, os valores aceitáveis e desejáveis são os valores médios obtidos com os sistemas convencionais.

## 6. NRD's e Limites Aceitáveis

Como os limites de dose não são aplicáveis no âmbito das exposições médicas, a justificação individual e a otimização dos NRD's são ainda mais importantes do que em outras práticas que utilizam radiações ionizantes. Os NRD's são níveis de doses, baseados no terceiro quartil (percentil 75) de uma distribuição de doses médias obtidas em condições clínicas ou através da simulação com fantasmas padrão. A escolha do terceiro quartil foi uma escolha puramente pragmática, que permitisse identificar 25% das situações que necessitam mais urgentemente de investigação. Se estes NRD's forem sistematicamente excedidos, deve-se efetuar um reexame dos procedimentos e/ou do equipamento e, se necessário, adotar medidas de correção. Contudo, exceder um NRD não significa automaticamente que um exame é executado inadequadamente e também o cumprimento desse NRD nem sempre é sinónimo de uma boa prática. No entanto, se as doses observadas são muito abaixo dos NRD, deverá haver uma análise local da qualidade das imagens obtidas.

Um dos critérios definidos no Quality Criteria Document de 1990 é um valor de referência para a ESD dos diferentes exames radiológicos, incluindo as incidências de mamografia. Estes NRD's foram determinados com base nas doses medidas em pacientes de uma amostra aleatória de 20 hospitais britânicos em 1983/84 e nos 20 hospitais europeus que participaram no Trial of the Quality Criteria de 1987. Os NRD's foram criados para coincidir aproximadamente com os valores do terceiro quartil das doses clínicas medidas nestas pesquisas anteriores. A única exceção foi para os exames de mamografia, onde não existia qualquer pesquisa, a nível nacional, de ESD medidas em pacientes. Por isso, optou-se por estabelecer os NRD's de mamografia baseados em medições de ESAK num fantoma de 4 cm de PMMA, representando a mama. Neste caso, foi estabelecido um NRD provisório de 7mGy para a ESD em exames clínicos, com base no valor do terceiro quartil observado nas medições com fantoma, de 1989, em 30 centros de mamografia Britânicos e onde foi feita a conversão de ESAK para ESD aplicando o respetivo fator de retrodispersão (1,09 para mamografia). Em 1991, foram apresentados os valores do European Trial correspondentes às medições de ESD efetuadas para a média de 10 medições feitas numa amostra de pacientes com espessuras de mama entre 4 e 6 cm, realizadas em cada um dos vários hospitais europeus envolvidos. A tabela 6.1 apresenta a comparação dos valores obtidos em 1991 e em 1989.

Tabela 6.1 – Estatísticas de dose individual publicadas em 1991 em comparação com as publicadas em 1989 [18]

Radiograph	1991 European Trial				1983-89 British surveys	
	No of measurements	No of hospitals	Mean dose (mGy)	Third quartile (mGy)	Mean dose (mGy)	Third quartile (mGy)
Breast CC	369	38	7.8	10	5.6	7.1
Breast LAT	408	42	9.2	12	5.6	7.1

Comparando os valores do terceiro quartil publicados em 1991 com os anteriormente apresentados nota-se uma discrepância e, por isso, foi necessário chegar a um consenso. Esta diferença de valores não é muito surpreendente visto que os valores de 1989 não tiveram em conta que a ESD aumenta com a espessura da mama, ou seja, em 1989 foram apresentados valores estimados relativamente a apenas mamas com aproximadamente 4,5 cm de espessura (4 cm de PMMA) e em 1991 a amostra englobou mamas entre 4 e 6 cm de espessura. Consequentemente foi estabelecido um novo NRD de 10 mGy para a ESD, por imagem, para a média de 10 medições feitas em pacientes com espessuras de mama entre 4 e 6 cm, em detrimento do valor de 7 mGy estabelecido em 1989. Acordou-se ainda que este NRD de 10 mGy era válido independentemente do tipo de incidência. [18]

Em 1996, surgiu o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia [6] que também recomendou um valor de referência de 10 mGy para a ESAK por imagem para a média de 10 medições feitas numa amostra de pacientes com espessuras de mama entre 4 e 6 cm. Uma vez que foi definido que a ESAK não inclui a radiação retrodispersa e a ESD inclui, mais uma

vez é necessário refletir um pouco sobre a questão. No entanto, como a ESAK resulta da divisão da ESD pelo fator de retrodispersão e como este fator é tipicamente apenas 1,09 para exames na mama, chegou-se à conclusão que a diferença entre a ESD e a ESAK medidas é insuficiente para garantir diferenças numéricas nos NRD's para as duas grandezas. Assim, atualmente mantém-se o valor de 10 mGy como NRD europeu para ambas as grandezas, ESAK e ESD, por imagem e para a média de 10 medições feitas numa amostra de pacientes com espessuras de mama entre 4 e 6 cm.

É interessante notar que, por exemplo em países como a Espanha, a implementação de ações corretivas baseadas no estabelecimento dos níveis de referência acima descritos levou a uma redução na dose administrada de cerca de 25% e foi responsável por manter a maioria dos exames clínicos abaixo do valor de referência de 10 mGy [62]. No mesmo estudo, foram também apresentados os NRD's de Espanha para a ESAK em condições de referência (utilização de fantoma de 4,5 cm de PMMA) e em condições clínicas, sendo os valores obtidos de 6,0 mGy e 7,0 mGy, respetivamente [62].

Em Portugal, a dose de referência é a ESAK e, como tal, faz todo o sentido estabelecer os NRD's nacionais associados a esta grandeza. Por outro lado, as normas Europeias sugerem que os cálculos de dose para a comparação de sistemas devem basear-se na medição da AGD em condições convencionadas sendo, por isso, de elevado interesse obter os NRD's nacionais associados a esta grandeza também.

O DL nº180/2002 apresenta valores limite para o ESAK, relativamente a medições com recurso a fantasmas de referência. O ESAK deve ser inferior a 10 mGy para um fantoma de 40 mm de PMMA, inferior a 12 mGy para 45 mm PMMA e inferior a 20 mGy para 50 mm PMMA [27].

No que se refere à AGD, os valores limite são retirados do protocolo europeu de Dosimetria em Mamografia e encontram-se na tabela 6.2, para as espessuras de PMMA de interesse neste trabalho. Este protocolo apresenta os valores limite sob a designação de valores aceitáveis e valores alcançáveis. Os valores aceitáveis indicam os limites de desempenho mínimos. Os valores alcançáveis indicam os limites que são possíveis alcançar [6].

Tabela 6.2 – Valores limite (aceitáveis e alcançáveis) para a AGD (adapt. [6])

Dosimetry	typical value	limiting value		unit	
		acceptable	achievable		
- glandular dose per PMMA thickness					
	4.0 cm	-	< 2.0	< 1.6	mGy
	4.5 cm	-	< 2.5	< 2.0	mGy
	5.0 cm	-	< 3.0	< 2.4	mGy

De notar que os valores limite de AGD aceitáveis apresentados no protocolo acima referido são coincidentes com os NRD's obtidos anteriormente na prática clínica em países com espessuras de mama média correspondentes às espessuras de PMMA tabeladas. Por exemplo, dados de estudos realizados na Holanda, Noruega e Reino Unido mostraram que a AGD em sistemas convencionais de mamografia encontra-se entre 0,8 e 2,5 mGy para 4,5 cm de PMMA em condições clínicas (corrigido para a diferença de espessura de referência de PMMA do Reino Unido e da Holanda). Por conseguinte, estabeleceu-se um limite aceitável de AGD de 2,5 mGy para essa espessura de referência, na prática clínica, assegurando também que os níveis de dose em mamografia digital não serão superiores aos de filme. Este valor limite é comparável ao objetivo das entidades do Reino Unido de manter os níveis de AGD inferiores a 2 mGy (para 4,0 cm PMMA) e ao programa de rastreio Holandês que estabeleceu o limite da AGD, para 5,0 cm de PMMA em 3 mGy [63].

O Protocolo Europeu de dosimetria em mamografia, sugere que o valor médio da AGD por incidência não deverá ultrapassar em mais de 50% o valor de 2,3 mGy e, caso seja ultrapassado, dever-se-á investigar as causas [6].

## 7. Efeitos biológicos da radiação

Os efeitos das radiações são classificados de acordo com a sua transmissão à descendência e com a sua relação com a dose. Relativamente ao seu potencial de transmissão à descendência, os efeitos podem ser hereditários ou somáticos. Designam-se por efeitos hereditários aqueles que afetam a descendência do indivíduo irradiado e, para que estes ocorram, é condição necessária que as células germinais do indivíduo irradiado sejam afetadas. Por outro lado, os efeitos somáticos são aqueles que se manifestam somente no indivíduo que foi exposto à radiação. Em função da dose administrada, surge a classificação em efeitos estocásticos, ou relativos a doses baixas, e em efeitos determinísticos, ou relativos a doses elevadas, sendo que os efeitos estocásticos podem ser somáticos ou hereditários. No caso da célula que sofre uma modificação causada pela radiação ser uma célula somática, o efeito é manifestado apenas no indivíduo que esteve exposto à radiação e nesta situação designa-se de efeito estocástico somático. Por outro lado, se a célula afetada for germinal, então o efeito biológico será transmitido à sua descendência e designa-se de efeito estocástico hereditário. O efeito estocástico é aquele que se produz como consequência de alguma alteração genética induzida pelo agente agressor. A agressão de uma só célula será suficiente para originar este efeito e derivado desta mutação não resultar em morte celular, é permitida a proliferação celular de características anormais e a possível transformação maligna do tecido/orgão afetado. Nos efeitos estocásticos o aumento da dose somente aumenta a probabilidade e não a severidade do dano. A severidade é determinada pelo tipo e localização do tumor ou pela anomalia resultante. Atualmente, para os efeitos estocásticos, não existe um limiar de dose, ou seja, admite-se uma relação linear entre a probabilidade do dano e da dose, mesmo para exposições com baixas doses de radiação<sup>10</sup>. Os efeitos determinísticos são aqueles que resultam na morte celular como consequência do dano induzido pela radiação ionizante, sendo por isso apenas de carácter somático. Os efeitos determinísticos aparecem como consequência da morte coletiva de um número significativo de células, pelo que existe um limiar de dose abaixo do qual, o número de células afetadas é insignificante para que ocorra o efeito. Uma vez que o número de células afetadas, que morrem, depende da dose de radiação, a gravidade dos efeitos determinísticos é proporcional à dose recebida. A tabela 7.1 apresenta um resumo das características dos efeitos biológicos induzidos pela radiação ionizante e exemplos de alguns efeitos.

Tabela 7.1 - Resumo das características dos efeitos biológicos induzidos pela radiação ionizante. Classificação esquemática e exemplos de alguns efeitos

	Efeitos determinísticos	Efeitos Estocásticos
Mecanismo	Morte celular	Mutação
Gravidade	Depende da dose	Independente da dose
Limiar de dose	Sim	Não
Relação Dose-Efeito	Linear	?
Natureza	Somática	Somática ou hereditária
Aparição	Imediata ou tardia	Tardia
Efeito Somático	Ex: Anemia, esterilidade, queda de cabelo	Ex: Cancro
Efeito Hereditário	—	Ex: Anomalias hereditárias

No caso da mamografia, são os efeitos estocásticos que causam maior preocupação, ou seja, a probabilidade de ocorrência surge em função da dose, não existindo limiar, como é o caso de efeitos hereditários e carcinogénicos [64]. Assim, para qualquer indivíduo irradiado na prática da mamografia há uma probabilidade de que certos efeitos atribuíveis à radiação se manifestem tardiamente. Existe uma baixa probabilidade de ocorrência de um efeito para doses pequenas, sendo maior para doses mais elevadas. No entanto, mantêm-se ambos improváveis na gama de doses aplicadas em mamografia.

<sup>10</sup> No âmbito da proteção radiológica, consideram-se doses baixas aquelas que são inferiores a 0,2 Gy e taxas de dose baixas quando inferiores a 0,1 mGy/min.



## 8. Materiais e Métodos

### 8.1. Materiais

O estudo foi realizado utilizando uma amostra de em 52 equipamentos de mamografia, todos eles com protocolo de controlo de qualidade, distribuídos por 28 Instituições Hospitalares e 24 Clínicas localizadas no território nacional (ver Anexo I). A figura 8.1 (a) apresenta o somatório dos equipamentos agrupados de acordo com a marca; a figura 8.1 (b) apresenta a divisão percentual dos equipamentos de acordo com o sistema de imagem; a figura 8.2 (a) a divisão percentual dos equipamentos DDR de acordo com marca e a figura 8.2 (b) a divisão percentual dos equipamentos CR de acordo com marca.

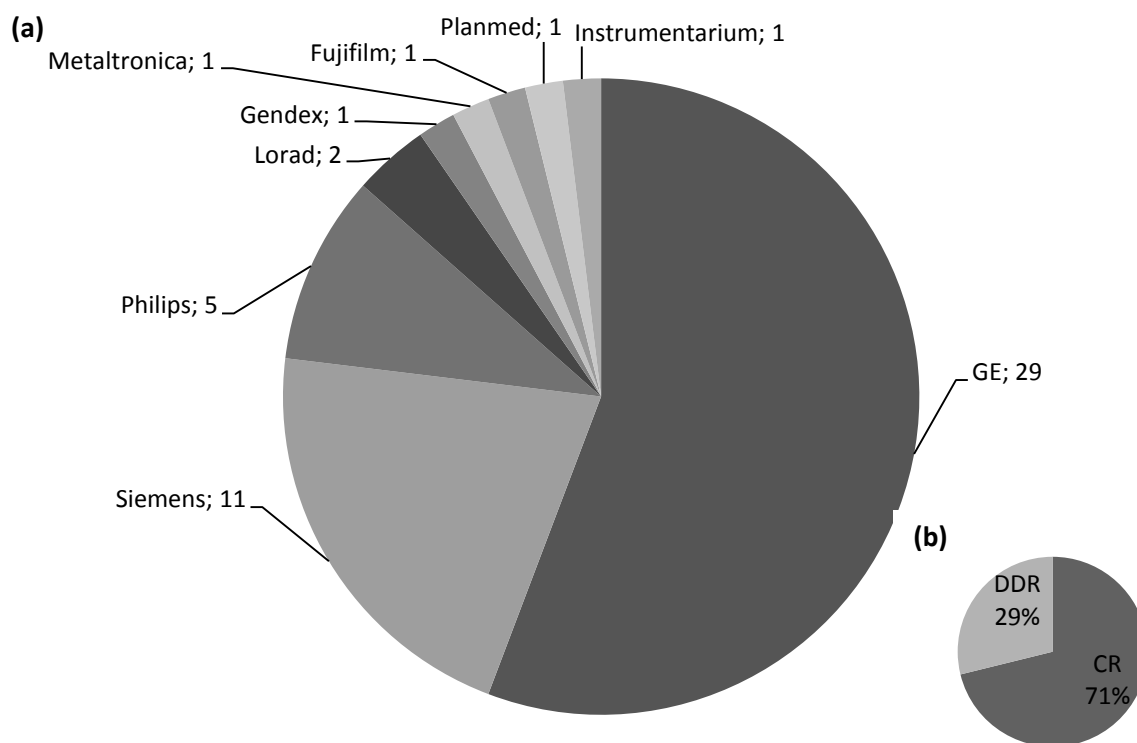


Figura 8.1 - (a) Somatório de equipamentos por marca. 8.1 (b) Divisão percentual de equipamentos com o sistema de imagem.

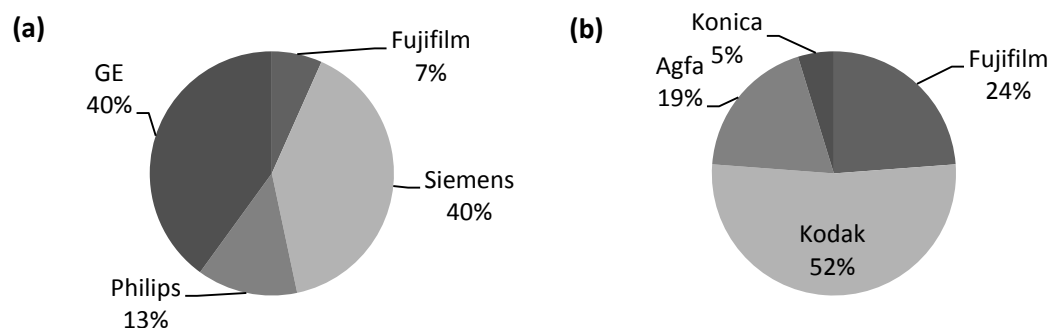


Figura 8.2 - (a) Somatório de equipamentos DDR por marca do sistema de imagem. 8.1 (b) Divisão percentual de equipamentos CR por marca do sistema de imagem.

Para simular as espessuras de mama de 45, 53 e 60 mm utilizaram-se conjunto de placas de polimetilmetacrilato (PMMA) que perfizessem um total de 40, 45 e 50 mm, respetivamente. Estas placas fazem parte do fantoma da Leeds Test Objects, modelo DMAM, que foi concebido de acordo com as Diretrizes Europeias. Este conjunto possui 6 placas de 10+/-1%mm e 2 com 5+/-1%mm e dimensões 180x240 mm, tal como representado na figura 8.3. Adicionalmente utilizou-se uma esponja comum apenas com o intuito de aumentar a espessura comprimida de PMMA para o valor equivalente de espessura de mama.

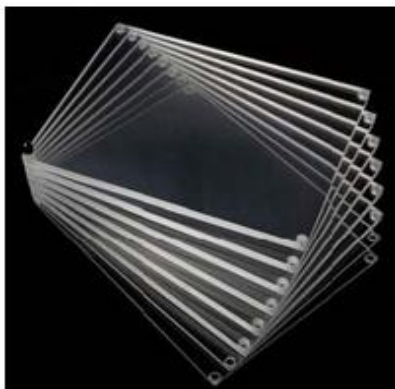


Figura 8.3 - Placas de polimetilmetacrilato (PMMA) utilizadas

Para fazer as medições de ESAK foi utilizado um detetor eletrónico semiconductor, da marca Unfors e modelo Xi R/F & MAM, representado na figura 8.4. O detetor permite medir simultaneamente kVp, dose, taxa de dose, HVL, frequência de pulso, dose/pulso e a forma de onda. Os valores de kVp e kerma medidos são corrigidos automaticamente utilizando Compensação Ativa, para fornecer um valor exato. Usando vários sensores e algoritmos avançados, o Unfors Xi determina automaticamente a qualidade do feixe e corrige qualquer filtração num tempo mínimo. O detetor encontra-se com certificado de calibração (ver Anexo II), sendo que todos os valores de dose medidos e apresentados ao nível dos resultados do estudo já se apresentam corrigidos com o respetivo fator de calibração.



Figura 8.4 - Detetor eletrónico semiconductor *Unfors Xi R/F & MAM* utilizado.

Para avaliar a imagem em termos de contraste foi utilizado o módulo Threshold Contrast Details do fantoma DMAM. O fantoma, apresentado na figura 8.5, apresenta detalhes circulares com diâmetros entre 0,1 e 2 mm e correspondentes a contrastes entre 0,489% e 27,56%, tabelados na tabela 8.1.

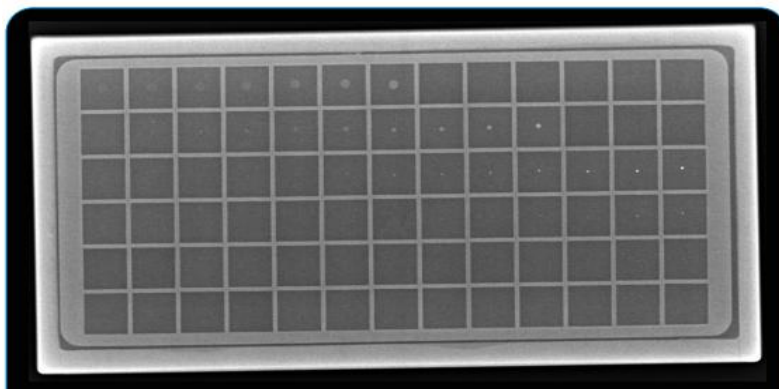


Figura 8.5 – Módulo *Threshold Contrast Details* do conjunto *DMAM*: (63 detalhes divididos em 6 tamanhos, com diâmetros entre from 0.1mm e 2.0mm, e contrastes entre 0.489% e 27.56%)

Tabela 8.1 - Valores de Contraste do detalhe visualizado para o Módulo *Threshold Contrast Details* do conjunto *DMAM*

Detalh Dia (mm)	Contrast (%)												
	0.489	0.733	0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.550	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56
2.00													
1.00	0.489	0.733	0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.550	7.030	10.84			
0.50	0.489	0.733	0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.550	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56
0.25	0.489	0.733	0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.550	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56
0.10			0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.550	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56
0.10					1.950	2.900	4.000	5.550	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56

Para avaliar o CNR foi utilizado o módulo CNR Aluminum Square do fantoma DMAM. Este fantoma, representado na figura 8.6, apresenta uma folha de alumínio com espessura 0,2 mm e dimensões 20x20 mm envolvida numa estrutura de PMMA da mesma composição que as placas de espessura utilizadas.



Figura 8.6 - Módulo *Threshold Contrast Details* do conjunto *DMAM*:(posição 1: estrutura envolvente em PMMA, posição 2: folha de alumínio com espessura 0,2 mm e dimensões 20x20 mm)

Para efetuar as medições de ROI's necessárias, utilizaram-se as ferramentas de análise de imagem existentes nas workstations de cada uma das instituições utilizadas na amostra. Todo o registo de resultados e conseqüente tratamento foram realizados com a ferramenta Microsoft Excel 2010 (ver Anexo III). Foram também consultados os últimos relatórios de contolo de qualidade de cada equipamento bem como os manuais dos fantasmas utilizados. O fantoma DMAM e os seus módulos, bem como o detetor Unfors utilizados foram cedidos pela empresa Medical Consult S.A.

## 8.2. Métodos

O procedimento utilizado neste estudo foi composto por uma sequência de várias etapas que visaram, por um lado, medir a ESAK associada às espessuras de referência de 40, 45 e 50 mm de PMMA e, por outro lado, medir os parâmetros associados à emissão de radiação, à reprodutibilidade do AEC e à qualidade de imagem. A conjugação destas duas etapas foi escolhida como forma de apresentar resultados úteis, ou seja, apresentar os resultados corrigidos e filtrados relativamente aos equipamentos representativos da amostra que possui os parâmetros definidos como aceitáveis. O ideal seria realizar o controlo de qualidade integral em cada equipamento, no entanto, tal exigiria um tempo de ocupação do equipamento que não foi concebível. De qualquer das formas, todos os equipamentos da amostra possuem uma licença de utilização válida e um programa de controlo de qualidade e, por isso, assume-se que estes equipamentos são alvos de acompanhamento e manutenções tendo, por isso, uma elevada probabilidade de cumprir todos os requisitos a nível aceitável. No entanto, consultou-se sempre o relatório de controlo de qualidade mais recente de cada equipamento e verificou-se que uma pequena percentagem destes equipamentos apresentava alguns valores fora das tolerâncias aceitáveis. Como nem sempre foi possível saber se as inconformidades apresentadas já tinham sido corrigidas decidiu-se fazer o levantamento dos pontos de falha apontados e fazer os respetivos testes a toda a amostra de equipamentos. Esses pontos de falha encontrados foram: taxa de dose nas condições de referência, reprodutibilidade do AEC em condições de referência, limiar de contraste de visibilidade em condições de referência e CNR específico relativamente às condições de referência. O nosso estudo, à semelhança de todos os procedimentos de controlo de qualidade verificados nos equipamentos da amostra, seguiu o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia (1996) e utilizou um fantoma de referência de 4,5 cm de PMMA. Este fantoma corresponde a uma mama de 53 cm com composição de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. Como este Protocolo Europeu recomendou o NRD para a ESAK por imagem para a média de 10 medições feitas por equipamento, tanto o valor de ESAK como o de reprodutibilidade do AEC apresentados correspondem à média de 10 exposições efetuadas nas respetivas condições de referência e com configuração de equipamento semelhante à utilizada em exames clínicos. Na mesma linha, este Protocolo Europeu apresenta o NRD para uma amostra de mamas com espessura entre 40 e 60 mm e, por isso, este estudo contemplou as 3 espessuras de PMMA (40, 45 e 50 mm) que, em equivalência, se encontram na mesma categoria (45, 53 e 60 mm, respetivamente). No que se refere à avaliação da imagem, estas foram avaliadas sempre pelo mesmo observador, para limitar a variação associada ao carácter subjetivo do teste, e foram sempre analisadas nas mesmas condições (iluminação ambiental, por exemplo) e com os mesmos critérios. A obtenção das imagens em condições de referência (fantoma de 4,5 cm de PMMA) possibilita a comparação entre os valores obtidos para equipamentos e instituições diferentes, no entanto, a qualidade de imagem foi avaliada selecionando os parâmetros de exposição que se utilizam em condições clínicas para uma mama com espessura equivalente a este fantoma de referência de 4,5 cm de PMMA utilizado. Ainda focando a análise da imagem, foram sempre obtidas 3 imagens para cada parâmetro avaliado, de forma a estabelecer de forma mais fiável o valor em questão; tal elimina erros pontuais e a possível afetação de IP's em mau estado (no caso dos equipamentos CR) [65]. Apresenta-se, de seguida, a metodologia associada a cada uma das etapas individuais englobadas no método deste estudo.

### 8.2.1. Determinação da taxa de dose

Esta medição foi efetuada utilizando o detetor Unfors Xi no modo de taxa de dose (mGy/s). Seguiu as condições de referência apontadas pelo MQSA e pelo protocolo de qualidade espanhol em que é requerido que os sistemas sejam capazes de produzir uma saída de pelo menos 7,0 mGy de kerma no ar por segundo quando operando a 28 kVp no modo de mamografia padrão Mo/Mo em qualquer SID<sup>11</sup> (do inglês Source-to-image distance) em que o sistema foi concebido para funcionar. O DL 180/2002 apenas refere que o débito de dose a

<sup>11</sup> A SID corresponde à distância entre o ponto focal do tubo de raios X e o topo da superfície do recetor de imagem.

uma distância igual ao SID deve ser, no mínimo de 7,5 mGy/s, não especificando as condições. A justificação do teste é que uma maior taxa de dose implica menor tempo de exposição (as exposições em mamografia, utilizando um fantoma de 45 mm de PMMA, estão limitadas ao valor aceitável de 2 segundos) e, portanto, reduz a possibilidade de artefactos de movimento. O valor registado correspondeu à média de 10 exposições efetuadas.

### 8.2.2.Determinação da reprodutibilidade do AEC

Nesta etapa, utilizou-se o detetor Unfors Xi, que foi posicionado no feixe de raios X, sem cobrir o AEC. A reprodutibilidade dos resultados do sistema de AEC foi calculada através do desvio da ESAK medida em 10 exames que simularam exposições de rotina clínica com uma espessura de 45 mm PMMA. Este teste é importante pois garante que o sistema é reprodutível quando operando em modo automático. O desvio do valor médio das exposições deve ser menor que 5%.

### 8.2.3.Determinação do limiar de contraste de visibilidade

Este teste assentou na utilização do módulo Threshold Contrast Details do fantoma DMAM. Foram obtidas 3 imagens para as duas orientações possíveis do módulo em exposições a 28 kV, com combinação Mo/Mo e para a espessura de referência de 45 mm PMMA. Estas condições foram escolhidas porque os contrastes tabelados pelo fabricante, para este fantoma, só é válido nessas mesmas condições. O módulo referido foi encaixado na zona central de uma das placas de PMMA a uma altura de 20 mm acima da superfície de deteção do mamógrafo. Como o limiar de contraste de visibilidade é o menor contraste detetável para um dado tamanho de pormenor e como, em todos os mamógrafos da amostra, o pormenor de menor tamanho foi o disco de diâmetro de 0,1 mm, optou-se por determinar o limiar de contraste de visibilidade como sendo o menor contraste detetável para o pormenor de 0,1 mm de diâmetro, a partir dos valores apresentados na tabela 8.1. O valor aceitável de contraste para um pormenor de 0,1 mm de diâmetro, utilizando 28 kV e combinação Mo/Mo, para a espessura de referência, é 23%, pelo que valores superiores significam inconformidade [6].

### 8.2.4.Determinação do CNR

Este teste é utilizado para estimar se o AEC compensa corretamente e garante a mesma qualidade de imagem (em termos de limiares de contraste) para espessuras e composições de mama diferentes daquela que foi tida como referência no teste da determinação do limiar de contraste de visibilidade (45 mm de PMMA). Utilizou-se o módulo CNR Aluminum Square do fantoma DMAM e foram avaliadas as espessuras no intervalo de interesse para o NRD, ou seja, 40, 45 e 50 mm de PMMA. Para cada espessura, os valores limite calculam-se a partir do valor limite obtido para uma espessura de 45 mm, de acordo com a tabela 8.2, e os valores medidos de CNR devem ser iguais ou superiores a estes valores limite para serem aceitáveis [6] [65]. Foram utilizadas as condições clínicas para cada espessura (kVp, combinação ânodo/filtro e modo).

Tabela 8.2 – Valores de CNR limites para as 3 espessuras de PMMA específicas, relativos ao valor limite obtido para 45 cm (100%). (adapt. [6])

AEC		limiting value
CNR per PMMA thickness		
	4.0 cm	> 102%
	4.5 cm	> 100%
	5.0 cm	> 97%

A compensação verificou-se através da avaliação do CNR associado às imagens da lâmina de alumínio do módulo que se manteve colocado sobre as três espessuras indicadas, ficando centrado e a 6 cm do lado correspondente ao tórax. Em cada imagem obtida, foram desenhadas duas ROI's de 4 cm<sup>2</sup>, uma sobre a lâmina de alumínio (sinal) e outra sobre o fundo, correspondentes aos números 2 e 1 da figura 8.6, respetivamente. Para cada ROI, registou-se o valor médio do píxel (VMP) e o desvio padrão. Calculou-se depois o CNR específico para cada uma das 3 imagens, de acordo com a expressão 8.1.

$$CNR_{\text{especifico}} = \frac{\text{Valor médio do píxel (sinal)} - \text{Valor médio do píxel (fundo)}}{\sqrt{\frac{\text{Desvio padrão (sinal)}^2 + \text{Desvio padrão (fundo)}^2}{2}}} \quad (8.1)$$

De seguida calculou-se o CNR limite para a espessura de 45 mm de PMMA através da expressão 8.2.

$$CNR_{\text{lim } 45\text{cm}} = \frac{CNR_{45\text{cm}} * \text{Limiar de Contraste de Visibilidade } 45\text{cm}}{23} \quad (8.2)$$

Finalmente calculou-se os valores limites para cada espessura, relativos à espessura de 45 mm, através da expressão 8.3.

$$CNR_{\text{relativo}} = \frac{CNR_{\text{especifico}}}{CNR_{\text{lim } 45\text{cm}}} * 100 (\%) \quad (8.3)$$

### 8.2.5. Determinação da ESAK

A ESAK foi medida considerando a atenuação de 3 espessuras de PMMA diferentes (40, 45 e 50 mm). Estas espessuras foram colocadas, à vez, sobre a zona de exposição e foi adicionada uma esponja até fazer as respetivas espessuras de mama, com o sistema em compressão. O detetor Unfors Xi foi colocado sobre a espessura de PMMA e imediatamente abaixo do dispositivo de compressão. As medições foram feitas no modo de dose que corresponde exatamente à ESAK uma vez que o Unfors Xi não deteta a radiação retrodispersa. Foram utilizadas as condições clínicas para cada espessura (kVp, combinação ânodo/filtro e modo) e o valor registado correspondeu ao valor médio de 10 exposições para uma espessura.

### 8.2.6. Determinação da AGD

A AGD foi determinada por cálculo (expressão 8.4) baseado na ESAK medida no ponto anterior e relativa a cada uma das 3 espessuras de PMMA.

$$AGD = ESAK * g * c * s \quad (8.4)$$

Como o fator g está associado ao HVL, o primeiro passo foi estimar o HVL para cada combinação ânodo/filtro obtida nas condições clínicas utilizadas na medição do respetivo ESAK. Este valor de HVL foi calculado com base em aproximações polinomiais (realizadas em Excel e com R<sup>2</sup>>0,99) dos valores típicos de HVL para cada combinação ânodo/filtro e kVp, e acordo com a tabela 4.3. Uma vez estimado o respetivo HVL, construiu-se uma função em Microsoft Visual Basic para Excel que fez a interpolação dos fatores g e c para esse mesmo HVL. Os parâmetros de entrada para esta função foram o HVL estimado e os dados das tabelas 4.1 e 4.2. O parâmetro s foi determinado simplesmente a partir da tabela 4.4, para a combinação ânodo/filtro determinada para cada exposição de referência.

## 9. Resultados e discussão

### 9.1. Testes de controlo de qualidade

Visando garantir a qualidade da amostra analisada (52 equipamentos de mamografia), a primeira análise de resultados baseou-se num filtro dos equipamentos em conformidade, a nível aceitável, com as tolerâncias dos testes de controlo de qualidade realizados a cada individualmente. Tal como referido no procedimento, estes testes foram feitos aos parâmetros taxa de dose, reprodutibilidade do AEC, limiar de contraste de visibilidade num detalhe circular com diâmetro de 0,1 mm, limite de CNR relativo a 45 mm de PMMA, ESAK e AGD. De acordo com as diretrizes Europeias, definiu-se que, para o equipamento se encontrar em conformidade e, portanto, integrar-se numa amostra útil para o intervalo deste estudo, teria de cumprir as tolerâncias de todos os testes realizados a nível aceitável. A tabela 9.1 apresenta o resumo dos testes de controlo de qualidade efetuados a cada equipamento, de acordo com o procedimento.

Tabela 9.1 – Testes de controlo de qualidade efetuados aos equipamentos da amostra e respetiva classificação e tolerâncias de acordo com o DL180/2012 e com o Protocolo Europeu de dosimetria em mamografia

Testes	PMMA	Conforme	Não Conforme	Tolerâncias
Taxa de dose	-	50	2	$\geq 7,5 \text{ mG/s}^{[1]}$
Reprodutibilidade do AEC	45 mm	52	0	$< 5\%^{[1]}$
Limiar de contraste de visibilidade ( $\varnothing=1\text{mm}$ )	45 mm	52	0	$\leq 23\%^{[2]}$
Limite de CNR	40 mm	51	1	$> 102\%^{[2]}$
	45 mm			$> 100\%^{[2]}$
	50 mm			$> 97\%^{[2]}$
ESAK	40 mm	50	2	$\leq 10 \text{ mGy}^{[1]}$
	45 mm			$\leq 12 \text{ mGy}^{[1]}$
	50 mm			$\leq 20 \text{ mGy}^{[1]}$
AGD	40 mm	48	4	$< 2,0 \text{ mGy}^{[2]}$
	45 mm			$< 2,5 \text{ mGy}^{[2]}$
	50 mm			$< 3,0 \text{ mGy}^{[2]}$
Todos	-	44	8	

[1] DL180/2002

[2] Protocolo Europeu de dosimetria em mamografia

Pela análise da tabela 9.1, conclui-se que só 44 dos equipamentos analisados cumprem todos os requisitos de qualidade definidos neste estudo, correspondendo a 84,6% da amostra inicial. Observa-se que todos os equipamentos analisados apresentaram resultados conformes no que se refere à reprodutibilidade do AEC, o que sugere a eficácia da utilização de geradores de alta frequência em mamografia (este tipo de gerador apresenta um fator ripple pequeno, resposta rápida e fácil calibração). Por indicação da respetiva equipa de manutenção, os equipamentos que apresentaram uma taxa de dose inferior à tolerância apresentavam um tubo em fim de vida útil ou desregulação no gerador ou mesmo deficiências na alimentação. Em termos de qualidade de imagem, todos os equipamentos apresentaram um limiar de contraste de visibilidade (para um detalhe de 1 mm de diâmetro) dentro da tolerância. Tal constatação está relacionada com o facto de todos os equipamentos analisados serem digitais (CR e DDR) e possuírem ferramentas informáticas de processamento que possibilitam ajustes dinâmicos nos parâmetros de contraste e luminosidade e a consequente visualização de uma imagem numa vasta gama de contrastes. Em relação ao equipamento que apresentou valores de CNR fora das tolerâncias, tal demonstra que não compensa corretamente a visualização de contrastes

para espessuras diferentes de 45 mm de PMMA, o que está relacionado com uma incorreta calibração do AEC para determinadas espessuras. Em termos de ESAK, dois equipamentos apresentaram valores excessivos, mais uma vez motivado por uma calibração inadequada do AEC. Verificou-se que a maioria das não conformidades identificadas nos equipamentos foram ao nível da AGD, cerca de 7,7% dos equipamentos apresentou AGD's superiores às tolerâncias Europeias para mamas de composição 50% glandular e 50% adiposa e espessuras entre 4 e 6 cm em incidências CC. Nesta amostra, a AGD mostrou-se o parâmetro mais suscetível de apresentar inconformidades e tal deve-se ao facto de depender dos vários parâmetros descritos na revisão bibliográfica, sendo que é necessário efetuar uma calibração cuidada e ponderada em cada um deles e de acordo com os restantes. De notar que, ainda que a ESAK se apresente dentro dos limites previstos pelo DL180/202, a AGD pode apresentar-se fora dos limites aceitáveis indicados nas normas Europeias.

Em acréscimo verificou-se que todos os equipamentos que apresentaram não conformidades ao nível dos testes efetuados foram equipamentos CR. Todos os DDR analisados apresentaram-se em conformidade plena. Tal fato, só por si, já é indicativo da existência de um maior rigor de calibração nos sistemas DDR relativamente aos CR.

Calculou-se ainda a AGD média das 3 espessuras de PMMA de forma a obter o valor médio da AGD para mamas entre 4 e 6 cm em cada equipamento. A respetiva tabela de frequências encontra-se na tabela 9.2. Observa-se que existe apenas um equipamento em que o valor médio da AGD por incidência ultrapassa em mais de 50% o valor de 2,3 mGy, recomendado pelas diretrizes Europeias sendo que requer que causas sejam investigadas [6].

Tabela 9.2 – Tabela de frequências da média da AGD para as 3 espessuras de PMMA

Classes	$X_i$	$F_i$	Percentual
0.59  – 1.16	0.88	6	11.54 %
1.16  – 1.74	1.45	22	42.31 %
1.74  – 2.31	2.02	20	38.46 %
2.31  – 2.88	2.59	3	5.77 %
2.88  – 3.45	3.16	0	0.00 %
3.45  – 4.02	3.74	1	1.92 %
TOTAL		52	100.00 %

Para que os NRD's determinados neste estudo não sejam influenciados pela contribuição de valores que não se encontram conformes, decidiu-se retirar da amostra de estudo os 8 equipamentos que apresentaram inconformidades e definiu-se assim a amostra de estudo útil com os restantes 44. Assim, toda a análise de resultados seguinte prende-se somente com estes 44 equipamentos classificados como conformes. De realçar que este é um dos pontos fortes deste trabalho pois garante a qualidade dos valores utilizados para o estabelecimento dos NRD's e ao mesmo tempo reforça a necessidade do estabelecimento destes mesmos NRD's como forma de um complemento para a calibração da percentagem de equipamentos que se encontram em utilização médica e necessita de calibrações corretivas.

## 9.2. Determinação dos valores médios para ESAK e AGD

De acordo com a amostra útil definida no passo anterior, calculou-se o valor médio da ESAK medida e da AGD calculada para as 3 espessuras de PMMA utilizadas e equivalentes ao intervalo de espessura de mamas entre 4 e 6 cm. Os resultados dos cálculos dos valores médios para a ESAK e AGD obtidos encontram-se representados nas tabelas 9.3 e 9.4, respetivamente.

Tabela 9.3 – Resultados e análise estatística relativa à ESAK medida na amostra útil.

PMMA (mm)	Amostra útil de valores da ESAK medida (mGy)				Análise Estatística (mGy)	
40	8.04	6.68	2.94	5.87	<b>Média:</b> 5.51 <b>Desvio Padrão:</b> 1.81 <b>Máximo:</b> 9.33 <b>Mínimo:</b> 1.50	
	4.65	5.64	6.86	5.39		
	7.15	8.49	3.76	5.27		
	4.95	9.33	4.31	4.37		
	5.55	4.91	7.20	2.04		
	3.69	7.94	5.56	3.17		
	7.69	5.98	8.67	4.73		
	3.50	7.18	7.79	3.31		
	3.66	4.42	4.52	5.06		
	5.62	3.95	6.30	6.14		
5.30	1.50	5.80	7.41			
45	10.23	5.60	5.54	5.89	<b>Média:</b> 7.30 <b>Desvio Padrão:</b> 2.50 <b>Máximo:</b> 11.74 <b>Mínimo:</b> 2.02	<b>Média:</b> 7.29 <b>Desvio Padrão:</b> 2.80 <b>Máximo:</b> 15.31 <b>Mínimo:</b> 1.50
	6.84	10.78	5.75	2.58		
	8.34	9.63	10.56	3.98		
	7.49	4.96	10.86	4.91		
	8.24	10.28	11.61	4.40		
	4.88	9.69	7.97	5.27		
	11.74	7.50	6.35	8.44		
	5.26	5.49	8.70	9.64		
	5.52	4.66	8.92	8.27		
	5.61	3.68	8.21	2.02		
9.76	10.41	6.94	7.71			
50	11.54	8.83	6.66	7.32	<b>Média:</b> 9.08 <b>Desvio Padrão:</b> 2.81 <b>Máximo:</b> 15.31 <b>Mínimo:</b> 2.48	
	7.11	11.87	6.52	2.95		
	11.96	15.31	12.23	5.48		
	9.70	7.29	10.84	7.49		
	10.20	11.47	11.20	5.83		
	6.27	9.65	10.02	8.84		
	10.33	10.64	7.58	12.55		
	7.54	8.15	8.73	11.40		
	6.92	5.38	13.11	12.73		
	8.40	4.58	12.53	2.48		
10.04	10.29	8.46	10.92			

Tabela 9.4 – Resultados e análise estatística relativa à AGD calculada na amostra útil.

PMMA (mm)	Amostra útil de valores da AGD calculada (mGy)				Análise Estatística (mGy)	
40	1.75	1.19	1.07	1.19	<b>Média:</b> 1.30 <b>Desvio Padrão:</b> 0.32 <b>Máximo:</b> 1.98 <b>Mínimo:</b> 0.49	
	1.32	1.88	1.23	0.67		
	1.59	1.98	1.56	1.05		
	1.02	1.04	1.39	1.05		
	1.23	1.72	1.84	1.08		
	1.22	1.53	1.69	1.05		
	1.67	1.59	1.29	1.36		
	0.78	1.44	1.37	1.53		
	1.21	0.99	1.27	1.29		
	1.13	0.96	1.11	0.49		
1.48	1.52	1.12	1.12			
45	2.05	1.10	1.42	1.51	<b>Média:</b> 1.60 <b>Desvio Padrão:</b> 0.42 <b>Máximo:</b> 2.30 <b>Mínimo:</b> 0.61	<b>Média:</b> 1.59 <b>Desvio Padrão:</b> 0.46 <b>Máximo:</b> 2.80 <b>Mínimo:</b> 0.49
	1.76	2.25	1.48	0.80		
	1.93	1.89	2.07	1.23		
	1.39	0.97	2.17	1.11		
	1.65	2.06	2.28	1.33		
	1.48	2.20	1.81	1.19		
	2.30	1.50	1.63	1.91		
	1.05	1.63	1.71	1.84		
	1.67	1.20	1.75	1.65		
	1.22	1.11	1.53	0.61		
2.00	2.08	1.36	1.68			
50	2.38	1.62	1.56	1.72	<b>Média:</b> 1.87 <b>Desvio Padrão:</b> 0.46 <b>Máximo:</b> 2.80 <b>Mínimo:</b> 0.68	
	1.67	2.35	1.53	0.83		
	2.52	2.8	2.24	1.54		
	1.7	1.3	2.24	1.55		
	1.91	2.37	2.31	1.6		
	1.72	2.26	2.07	1.62		
	2.13	1.95	1.78	2.59		
	1.38	2.24	1.8	2.09		
	1.94	1.26	2.35	2.33		
	1.39	1.28	2.13	0.68		
1.95	2.12	1.55	2.04			

Da análise das tabelas 9.3 e 9.4 e agrupando todos os valores relativos às 3 espessuras de PMMA no mesmo conjunto, obteve-se um valor médio de 7,29 mGy para a ESAK, com desvio padrão de 2,80 mGy, máximo de 15,31 mGy e mínimo de 1,50 mGy. Seguindo a mesma linha, obteve-se um valor médio de 1,59 mGy para a AGD, com desvio padrão de 0,46 mGy, máximo de 2,80 mGy e mínimo de 0,49 mGy. Estes são então os valores médios da ESAK e da AGD estimados para espessuras de mamas entre 4 e 6 cm, composição 50% glandular e 50% adiposa e em incidências CC, através da utilização de fantasmas de PMMA. Para a realização desta análise partiu-se do pressuposto de que existe uma distribuição uniforme das espessuras de mama equivalentes às de PMMA simuladas, ou seja, existem tantas mama de 4,5 cm de espessura como de 5,3 cm ou de 6 cm na nossa população. Considerando as duas exposições de rotina, CC e MLO, OLIVEIRA (2004) concluiu que os valores de ESAK para ambas as incidências são similares em todo o intervalo de espessura da mama pelo que se pode afirmar que os valores de ESAK e AGD estimados, neste estudo, para a incidência CC representam também uma boa aproximação para a incidência MLO [66]. A distribuição dos valores associados à ESAK e à AGD encontra-se representada nos histogramas das figuras 9.5 e 9.6, respetivamente. O número de intervalos foi calculado a partir da amostra dos 44 equipamentos classificados como conformes.

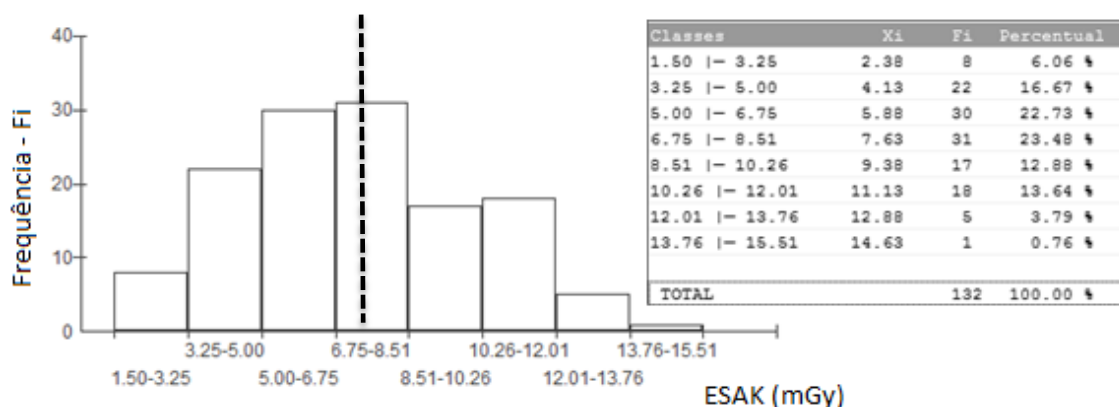


Figura 9.1 – Histograma da ESAK medida em condições de referência (espessuras de PMMA de 40, 45 e 50 mm) e respetiva tabela de frequências. A linha vertical representa o valor médio.

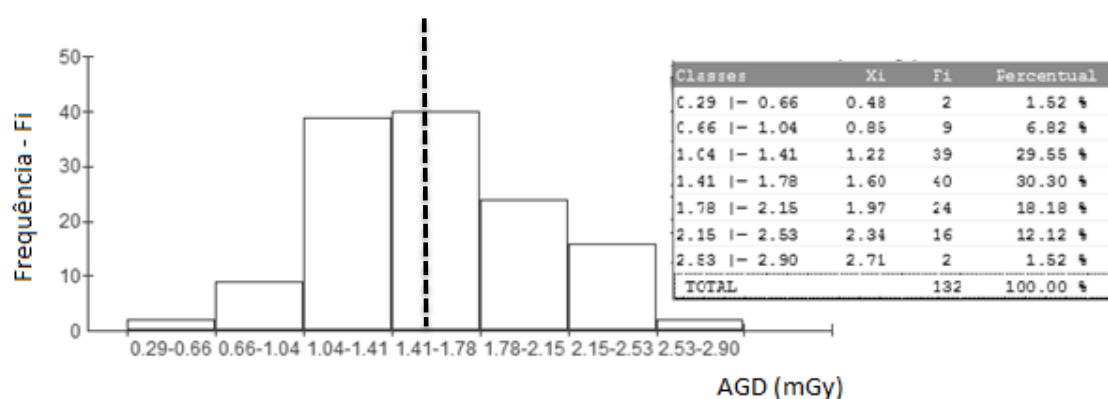


Figura 9.2 - Histograma da AGD em condições de referência (espessuras de PMMA de 40, 45 e 50 mm) e respetiva tabela de frequências. A linha vertical representa o valor médio.

Observa-se, portanto, que as distribuições da ESAK e da AGD apresentam uma tendência normal, onde os respetivos valores médios se encontram no intervalo que possui maior frequência. Porém, observa-se que estas distribuições não apresentam evidências de simetria. Tendo em conta que o número de medições para cada espessura de PMMA avaliada é o

mesmo (44), a assimetria elevada verificada pelos histogramas sugere que a espessura comprimida não restringe diretamente os valores de ESAK e AGD a uma gama específica. As figuras 9.3(a) e 9.3(b) mostram os gráficos box-plot (média e desvios) da distribuição dos valores de ESAK e AGD para as 3 espessuras de PMMA comprimidas.

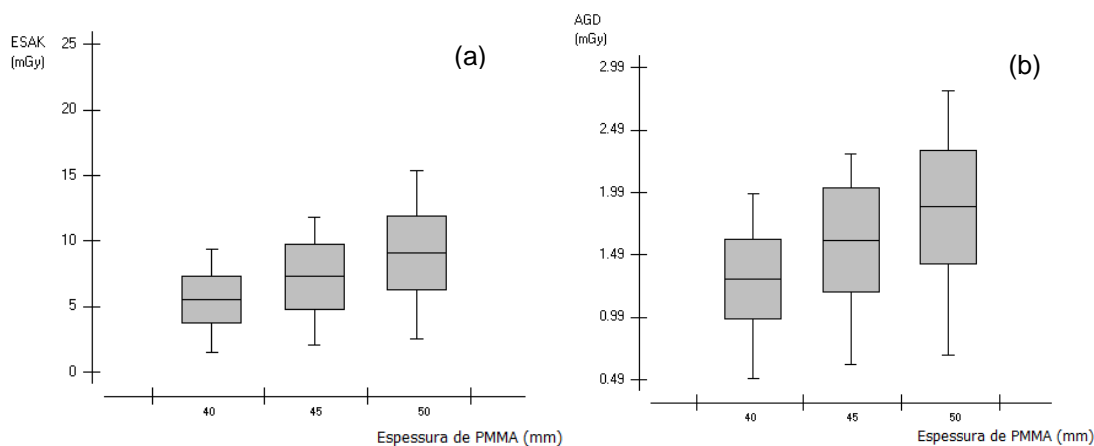


Figura 9.3 - (a) Distribuição dos valores de ESAK em função da espessura de PMMA comprimida para todos os equipamentos conformes; (b) Distribuição dos valores de AGD em função da espessura de PMMA comprimida para todos os equipamentos conformes. A linha horizontal central representa a média, a barra representa o desvio padrão e as linhas verticais representam o valor máximo e o mínimo, respetivamente

Os estudos realizados por RANDELL e SCHUELER (2001) e OLIVEIRA (2004) revelam que a distribuição total dos valores de ESAK em função da espessura comprimida apresenta um comportamento exponencial [66] [67]. Aparentemente, a figura 9.3(a) encaixa as medições efetuadas nessa mesma aproximação mas, no entanto, dada a pequena gama de espessuras avaliadas tal facto não é claramente evidenciado. Por outro lado observa-se claramente que existe uma grande dispersão de valores tanto de ESAK como de AGD dentro da mesma espessura de PMMA utilizada. A amplitude entre o valor máximo e mínimo para ambas as grandezas é bastante significativa e aumenta com a espessura, o que sugere que o valor médio encontrado, por si só, não nos dá uma informação de relevo. Assim, da análise efetuada, é possível constatar que, para o mesmo exame, existem diferenças significativas e bastante acentuadas entre os protocolos clínicos utilizados nas diversas instituições e entre as próprias calibrações dos equipamentos, sendo previsíveis por isso, grandes amplitudes de doses de radiação no paciente de acordo com o local de realização do exame. Esta enorme dispersão de valores dosimétricos verificada é a verdadeira justificação para a importância deste trabalho, era algo que já se esperava à partida e confirmou-se com os resultados obtidos. Ou seja, acabou-se de demonstrar a necessidade de insistir na padronização do procedimento em questão e que o facto de o equipamento passar nos testes de qualidade a nível aceitável não é, por si só, significado de que o equipamento está otimizado e obedece ao princípio ALARA na sua plenitude. É interessante notar que os valores máximos das duas grandezas aumentam muito mais significativamente com a espessura de PMMA do que os valores mínimos, ou seja, os valores mínimos são muito próximos para as 3 espessuras. Tal demonstra que, dentro da amostra, existem equipamentos ou classes de equipamentos que conseguem reduzir imenso a ESAK e a AGD relativamente a outros, mantendo a qualidade da imagem. Assim é de todo o interesse encontrar, dentro da amostra útil, quais os parâmetros ou especificações existentes no nosso cenário e que têm o maior peso nos valores de ESAK e AGD. Tal análise possibilita que o estabelecimento dos NRD's possa ser diferencial, ou seja, podem ser estabelecidos NRD's adequados a diferentes grupos ou subgrupos de equipamentos.

### 9.3. Equipamentos CR versus equipamentos DDR

Com o evoluir deste trabalho, observaram-se diferenças características e significativas nos valores de ESAK e AGD obtidos para os equipamentos CR e para os equipamentos DDR, o que sugere que deverá ser feita uma análise diferencial destes dois tipos de classe de equipamentos. As figuras 9.4(a) e 9.4(b) mostram os gráficos box-plot (média e desvios) da distribuição dos valores de ESAK e AGD verificados nas 3 espessuras de PMMA comprimidas e discriminada para o respetivo sistema de imagem (CR ou DDR).

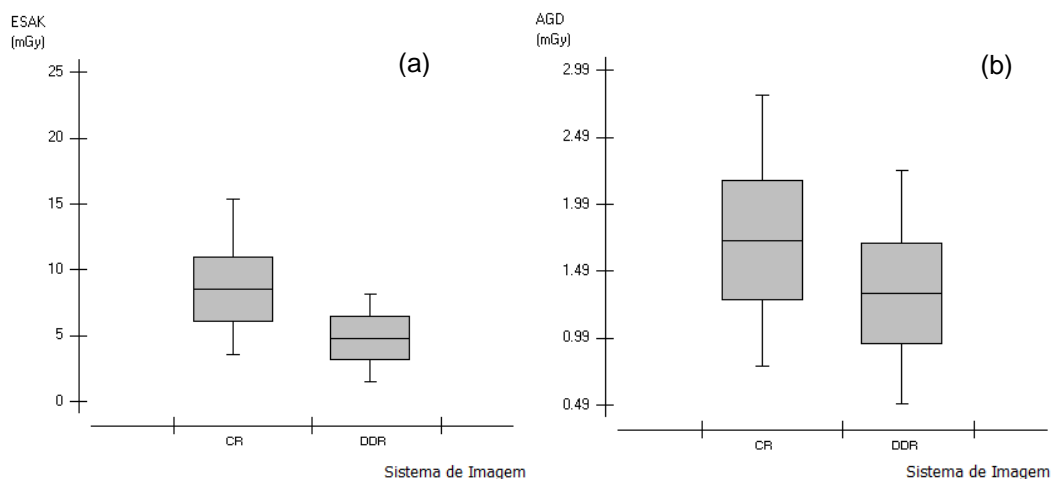


Figura 9.4 – (a) Distribuição dos valores de ESAK verificados nas 3 espessuras de PMMA comprimidas e discriminada para os 2 sistemas de imagem (CR ou DDR); (b) Distribuição dos valores de AGD verificados nas 3 espessuras de PMMA comprimidas e discriminada para os 2 sistemas de imagem (CR ou DDR).

Em primeiro lugar, e de acordo com a figura 9.4, é nítido que os valores médios da ESAK e da AGD são significativamente mais baixos nos equipamentos DDR relativamente aos CR. Para sistemas CR, os valores de ESAK variam entre 3,50 e 15,31 mGy, com um valor médio de 8,46 mGy, e os valores da AGD variam entre 0,78 e 2,80 mGy, com um valor médio de 1,72 mGy. Por sua vez, para sistemas DDR, os valores de ESAK variam entre 1,50 e 8,15 mGy, com um valor médio de 4,79 mGy e os valores da AGD variam entre 0,49 e 2,24 mGy, com um valor médio de 1,32 mGy. A figura 9.5 mostra a distribuição desses mesmos valores mas agrupados de acordo com as espessuras de PMMA utilizadas na amostra.

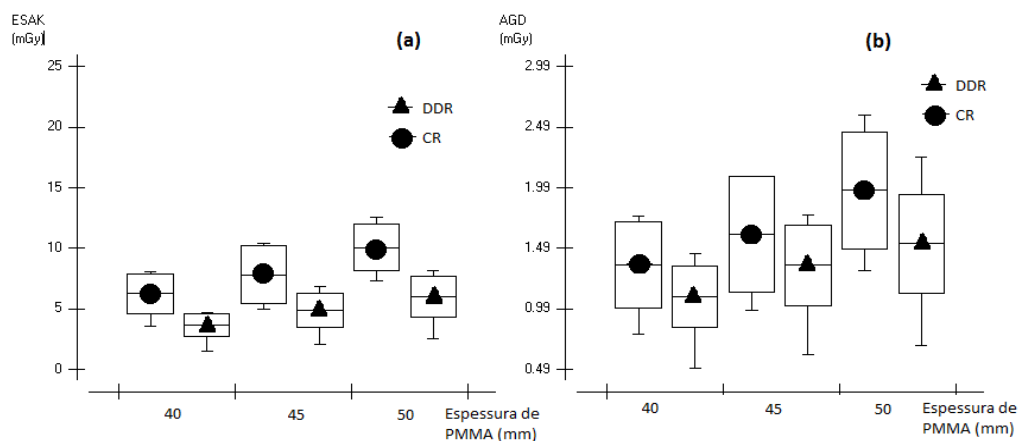


Figura 9.5 - Distribuição dos valores de (a) ESAK e (b) AGD para os sistemas CR e DDR da amostra e de acordo com a espessura de PMMA comprimida

Como pode ser observado na figura 9.5, os valores de ESAK e AGD são tipicamente mais elevados nos sistemas CR comparativamente com os DDR para as 3 espessuras de PMMA analisadas. Apesar da gama de espessuras analisadas ser pequena nota-se a ligeira tendência para esta diferença ser progressivamente mais acentuada com o aumento da espessura pois ambas as grandezas aumentam consideravelmente com a espessura comprimida nos sistemas CR enquanto nos sistemas DDR esse aumento é menos acentuado. Tal evidência é confirmada pela bibliografia [68]. Estas diferenças evidenciam que os dois sistemas apresentam características que devem ser analisadas individualmente e, nesse sentido, surge a tabela 9.5.

Tabela 9.5 – Resumo dos parâmetros automáticos de exposição nos equipamentos da amostra em conformidade e respetiva quantidade de equipamentos a verificá-los.

Sistema	PMMA (mm)	Tensão (kVp)	Ânodo/Filtro	Exposição (mA.s)	Quantidade
CR	40	[24:28]	Mo/Mo	[35:134]	28
		[26:28]	Mo/Rh	[68:96]	2
	45	[25:32]	Mo/Mo	[50:154]	23
		[24:28]	Mo/Rh	[69:126]	7
	50	[24:32]	Mo/Mo	[60:161]	18
		[26:28]	Mo/Rh	[70:181]	11
		29	Rh/Rh	108	1
DDR	40	27	Mo/Rh	56	1
		29	Rh/Rh	[40:49]	5
		[26:28]	W/Rh	[52:157]	8
	45	29	Rh/Rh	[56:64]	6
		[27:30]	W/Rh	[52:200]	8
	50	29	Rh/Rh	[63:74]	6
[28:30]		W/Rh	[62:199]	8	

Da análise da tabela 9.5 sobressai imediatamente a justificação para valores de ESAK e AGD tão díspares verificados na amostra, ou seja, as diferenças verificadas surgem na sequência de uma disparidade muito acentuada nos parâmetros de configuração e calibração dos equipamentos. Para começar, verifica-se que existem equipamentos CR a operar com tensões mínimas inferiores a todos os DDR analisados, o que contribui para o aumento médio dos valores de ESAK e AGD verificados nos primeiros. Notar que existe sempre uma compensação das tensões com o fator de exposição (mA.s), o que poderá ainda contribuir mais para aumentar as doses para tensões baixas. Esta compensação de tensão versus fator de exposição torna complicado encontrar correlações entre estes dois parâmetros e as grandezas dosimétricas verificadas. Como a composição da mama não é uma variável neste trabalho (foi sempre utilizado um fantoma de referência e com composição equivalente conhecida) restamos procurar relações diretas entre as combinações ânodo/filtro e os valores de ESAK e AGD para justificar as diferenças acentuadas entre os dois sistemas. E neste âmbito sim surgem observações relevantes. De acordo com a tabela 9.5, os equipamentos CR assentam maioritariamente na utilização da combinação Mo/Mo, sendo que para espessuras maiores a combinação Mo/Rh também é frequente. Por sua vez, os equipamentos DDR avaliados praticamente só utilizam as combinações Rh/Rh e W/Rh para a gama de espessuras avaliadas. O espectro que é gerado pela combinação Rh/Rh é mais penetrante do que o que corresponde às combinações Mo/Mo e Mo/Rh e, portanto, permite uma redução assinalável da dose sem que haja uma perda de contraste significativa na imagem. O ânodo de W associado ao filtro de Rh também possui vantagens importantes devido à sua elevada eficiência na produção de radiação de travagem, que resulta na diminuição do tempo de exposição e conseqüente redução da dose administrada à mama. Desta forma, assume-se que as combinações ânodo/filtro características dos 2 tipos de sistemas são uma forte justificação para o facto dos sistemas DDR apresentarem valores de ESAK e AGD significativamente mais baixos relativamente aos CR. Note-se que muitos dos equipamentos CR só possuem disponível a combinação Mo/Mo, o que impede que sejam otimizados neste ponto e, portanto, condicionarão sempre a amostra.

Voltando a analisar as figuras 9.4(a) e 9.4(b) surge ainda a necessidade de explicar as amplitudes acentuadas dos valores de ESAK e AGD verificadas dentro das duas classes de equipamentos. Pela tabela 9.5 surge uma parte da resposta, ou seja, tal deve-se a diferentes configurações dos equipamentos dentro da sua própria classe e para as mesmas características de exame a realizar. No entanto, este ponto levanta a questão óbvia do porquê de não se padronizar esses mesmos parâmetros e assim obter valores de ESAK e AGD muito menos díspares. A explicação obriga novamente a analisar cada uma das classes de forma individual. No que se refere aos equipamentos CR, a elevada amplitude de grandezas dosimétricas verificada está ainda relacionada com as características e exigências específicas das diferentes marcas e modelos das placas de imagem (IP's) existentes no mercado. Em 2008, um relatório apresentado pelo Centre for Evidence-based Purchasing ilustrou a influência das diferentes IP's na gama de AGD obtida [68]. É simples compreender o conceito pois as marcas utilizam diferentes detalhes de construção que afetam a atenuação específica de cada modelo de IP e consequentemente o sistema de deteção do equipamento compensará essa mesma atenuação de forma diferente para cada modelo, conduzindo a maiores ou menores doses para o mesmo equipamento mas com IP's diferentes. Outro ponto a ter em conta é que, geralmente, os equipamentos CR não são do mesmo fabricante do que os IP's utilizados, o que certamente também contribui para uma maior probabilidade de existir uma desadequada otimização entre o mamógrafo e os IP's. Os valores obtidos para a ESAK na superfície de entrada, para sistemas DDR, denotam uma amplitude de valores relativamente estreita quando comparada com os sistemas CR. Tal facto deve-se possivelmente a uma melhor integração do sistema, uma vez que tanto o mamógrafo como o sistema de imagem são do mesmo fabricante e as otimizações são feitas com uma concordância muito superior aos equipamentos CR. No entanto, também se verifica uma amplitude elevada ao nível da AGD nos equipamentos DDR (figura 9.3(b)), o que está relacionado com a geração do equipamento. Os sistemas DDR da GE utilizam combinações ânodo/filtro de Mo/Rh ou Rh/Rh, ao passo que os sistemas DDR mais recentes, da Philips e da Siemens, já estão otimizados para a utilização da combinação W/Rh que, como referido anteriormente, contribui significativamente para a redução da dose na mama. A figura 9.6 representa a distribuição dos valores obtidos para as grandezas ESAK e AGD para os 6 sistemas DDR da GE e para os 6 sistemas DDR da Siemens analisados. Estas representações gráficas confirmam que os valores médios de ESAK e de AGD são mais baixos para a geração de sistemas com combinação W/Rh (Siemens) relativamente à geração anterior da GE. No entanto, a amplitude desses mesmos valores é nitidamente maior para os sistemas da Siemens relativamente aos da GE, sendo que tal facto se pode justificar pelo menor tempo de existência no mercado e consequente menor espaço de tempo para otimizar procedimentos e parâmetros.

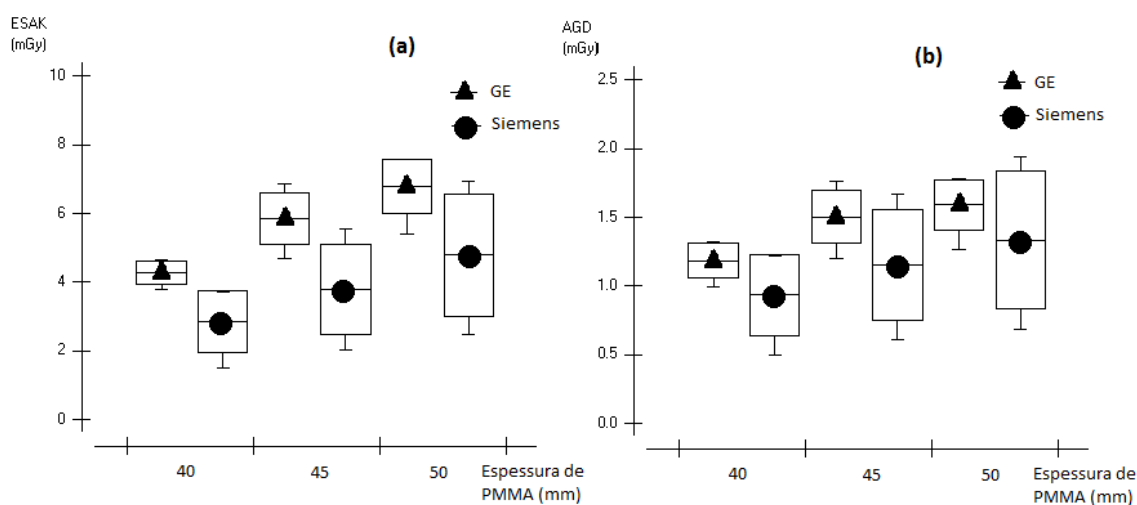


Figura 9.6 - Gráficos box-plot (valor médio, desvio padrão, máximo e mínimo) das grandezas (a) ESAK e (b) AGD obtidos para os 6 sistemas da GE e para os 6 sistemas da Siemens constituintes da amostra de equipamentos DDR classificados como conformes.

### 9.4. Determinação dos NRD's para ESAK e AGD

O estabelecimento dos NRD's nacionais permite identificar as melhores práticas realizadas nos equipamentos conformes da amostra de estudo e servir de base para um próximo passo na otimização de equipamentos, uma vez satisfeitos todos os testes de qualidade a nível aceitável. Neste trabalho, os dois parâmetros estabelecidos para exprimir os NRD's foram a ESAK e a AGD. Os NRD's são obtidos a partir do valor do terceiro quartil (percentil 75) da distribuição destas duas grandezas dosimétricas, de entre os 44 mamógrafos em conformidade com as tolerâncias dos testes de controlo de qualidade realizados. Nas figuras 9.7 e 9.8 encontram-se representados graficamente os NRD's para este estudo em termos de ESAK e de AGD para as 3 espessuras de PMMA simuladas em cada equipamento, respetivamente. Estes NRD's representam a melhor aproximação conseguida para uma incidência CC numa mama comprimida de espessura entre 4 e 6 cm e com composição 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposa. A linha a tracejado horizontal indica o valor do terceiro quartil (percentil 75) resultante da distribuição dos descritores de dose correspondentes aos 44 equipamentos.

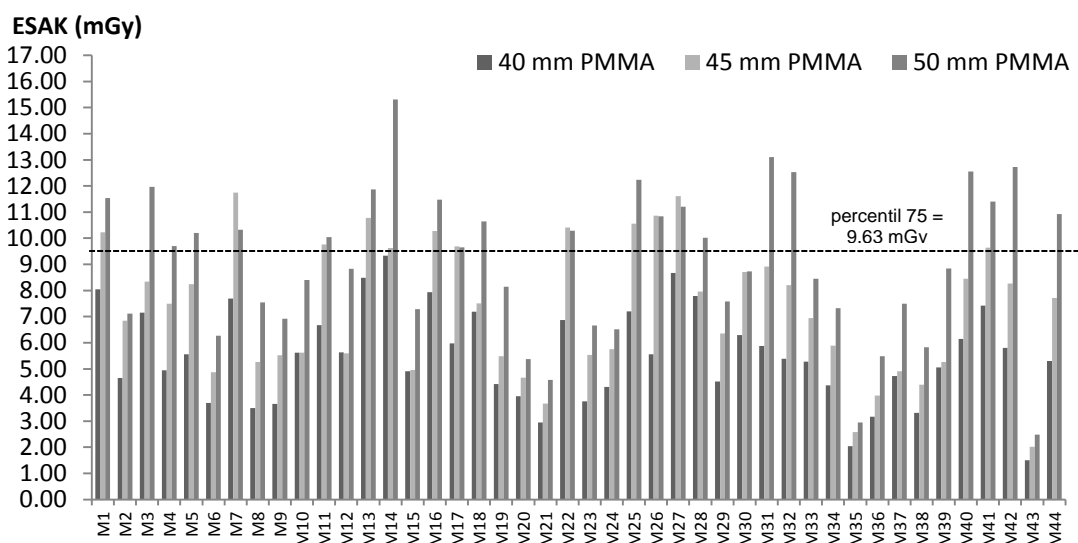


Figura 9.7 - Gráfico de barras dos valores de ESAK das 3 espessuras de PMMA simuladas em cada equipamento com o respetivo estabelecimento do NRD deste estudo.

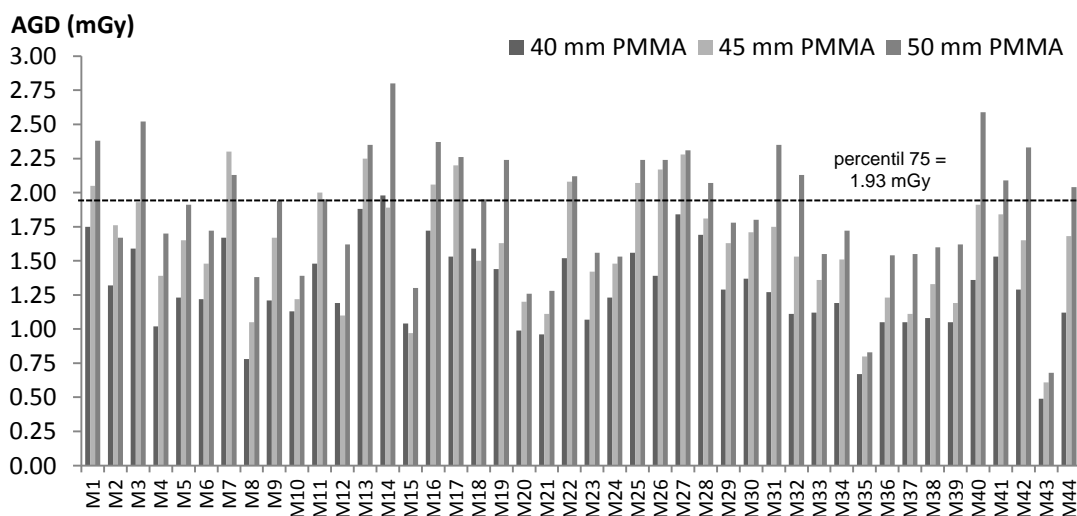


Figura 9.8 - Gráfico de barras dos valores de AGD das 3 espessuras de PMMA simuladas em cada equipamento com o respetivo estabelecimento do NRD deste estudo.

Mais uma vez, e agora de acordo com a amplitude de valores ilustrada nas figuras 9.7 e 9.8, ressalta a ideia de os valores médios camuflam extremos demasiado significativos e daí não serem utilizados como NRD's. Dos gráficos das figuras 9.7 e 9.8 é possível observar os casos que representam os 25% dos equipamentos cujo processo de otimização em termos de ESAK e AGD, para as condições de referência deste estudo, não é considerado totalmente finalizado, isto é, que ultrapassam os respetivos níveis de referência de 9,63 mGy para a ESAK e de 1,93 mGy para a AGD aqui estabelecidos. Para o exame em questão e nas condições clínicas equivalentes às simuladas neste estudo são os locais onde se encontram os mamógrafos designados por M1, M3, M4, M5, M7, M11, M13, M14, M16, M17, M18, M22, M25, M26, M27, M28, M31, M32, M40, M41 e M44 que ultrapassam o nível de referência de 9,63 mGy estabelecido para a ESAK, indicando também uma exposição à radiação não totalmente otimizada. Em termos de AGD, são os mamógrafos designados por M1, M3, M7, M9, M11, M13, M14, M16, M17, M18, M19, M22, M25, M26, M27, M28, M31, M32, M40, M41, M42 e M44 nos quais se recomenda uma otimização adicional com vista a reduzir essa mesma grandeza até ao nível encontrado de 1,93 mGy. Ou seja, 45% dos mamógrafos analisados registam valores de ESAK acima dos NRD's da amostra útil deste trabalho enquanto que para a AGD esse valor sobe para os 50%. De notar que, apesar de a maioria ser coincidente, nem todos os mamógrafos que apresentam ESAK acima do NRD encontrado verificam a mesma condição para a AGD. Tal deve-se ao facto da AGD ser calculada a partir da ESAK mas ponderando também outros parâmetros. De realçar que esta relação entre os dois parâmetros implica que a otimização de um seja também feita tendo em consideração o seu efeito no outro, ou seja, deve-se sempre encarar o processo de otimização como uma afetação ponderada das duas grandezas. Segundo um estudo da IAEA, vale a pena referir que existem evidências de que a implementação de ações corretivas baseadas no estabelecimento de NRD's pode levar de facto a uma redução da dose em cerca de 25%, mantendo a maioria dos exames abaixo dos valores de referência estabelecidos pelas diretrizes europeias para uma mama de espessura entre 4 e 6 cm [69]. Espera-se que este trabalho tenha um efeito prático, em Portugal, semelhante ao reportado pela IAEA.

Estes NRD's encontrados são úteis na medida em que permitem a comparação direta com os níveis recomendados pelas diretrizes Europeias pois advêm de medições feitas em espessuras de PMMA equivalentes a espessuras de mama entre os 4 e os 6 cm. No entanto, a informação que advêm deste estudo permite precisar estes NRD's para as três espessuras de PMMA analisadas (equivalentes a espessuras de mama conhecidas) e ainda permite estimar NRD's diferenciais para os dois tipos de mamógrafos analisados (CR e DDR). A Tabela 9.6 sumariza os resultados relativos aos NRD's, relativos à amostra útil deste estudo, das quantidades dosimétricas ESAK e AGD obtidos de acordo com características de exame diferenciais (espessura comprimida e classe do equipamento).

Tabela 9.6 - NRD's, relativos à amostra útil deste estudo, das quantidades dosimétricas ESAK e AGD obtidos de acordo com características de exame diferenciais (espessura comprimida e classe do equipamento).

Grandeza	Sistema	PMMA (mm)	NRD's - percentil 75 (mGy)		
ESAK	CR	40	7.36	10.29	9.63
		45	10.11		
		50	11.79		
	DDR	40	4.35	5.88	
		45	5.70		
		50	7.06		
AGD	CR	40	1.59	2.07	1.93
		45	2.06		
		50	2.33		
	DDR	40	1.23	1.59	
		45	1.60		
		50	1.72		

A tabela 9.6 dá um contributo minucioso e preciso para o ajuste dos NRD's gerais a panoramas mais específicos e realistas. Como se pode verificar, os NRD's podem variar significativamente de acordo com a espessura comprimida e se passarmos para um contexto clínico da população portuguesa existirá provavelmente uma espessura média (ou típica) da mama dessa

mesma população. Assim, se a espessura de mama típica, comprimida em condições clínicas, da nossa população for determinada com precisão em estudos futuros, os NRD's generalistas aqui apresentados podem ser corrigidos para os valores do percentil 75 exclusivo da espessura de PMMA que mais se aproxima dessa espessura típica, de acordo com a tabela 9.6. Na mesma linha de pensamento, os valores do percentil 75 determinados neste estudo exclusivos para equipamentos CR e DDR podem (e devem) ser os valores de referência alcançáveis para a classe em questão, ou seja, o equipamento pode ser precisamente otimizado de acordo com as melhores práticas dos seus semelhantes e não somente de acordo com as melhores práticas de todos os equipamentos para o mesmo fim. Com já vimos, os equipamentos CR e DDR apresentam características bastante diferentes sendo assim perfeitamente viável e aceitável a separação de ambos em termos de NRD's. Estes valores são extremamente úteis pois, por um lado permitem a comparação com os NRD's Europeus e por outro permitem a correção à espessura de mama típica e à classe do equipamento.

### 9.5. Comparação com os NRD's Europeus e outros estudos

O Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia (Zoetelief et al. (1996)) recomenda um valor de referência de 10 mGy para a ESAK por imagem para a média de 10 medições feitas numa amostra de pacientes com espessuras de mama entre 4 e 6 cm [6]. O nosso estudo consistiu na média de 10 medições feitas em cada uma de três espessuras de PMMA equivalentes ao intervalo de mama entre 4,5 e 6 cm utilizadas e em condições idênticas às utilizadas na prática clínica. Nestes parâmetros, o NRD que se definiu para a ESAK relativa à amostra de estudo pode perfeitamente ser comparável com o NRD Europeu. Este NRD apresenta-se como uma estimativa do NRD nacional e encontra-se ilustrado na tabela 9.7, com o respetivo NRD Europeu.

Tabela 9.7 - Resultado obtido do NRD local da ESAK para as condições de referência descritas neste estudo e respetivo NRD Europeu.

Protocolo	ESAK (mGy)	
	NRD Local	NRD Europeu
CC	9.63	10

Da análise da tabela 9.7 resulta imediatamente a constatação da proximidade entre o NRD Europeu e o encontrado neste estudo sendo que, se arredondando o valor obtido à grandeza da unidade, o número encontrado é exatamente o mesmo, ou seja, 10 mGy. Tal observação demonstra que o NRD que se propõe aqui como o NRD nacional para a ESAK está ligeiramente abaixo do equiparável NRD Europeu mas, de grosso modo, é praticamente coincidente. Tal facto indica que estamos a cumprir as indicações das diretrizes Europeias no limite. No entanto existem estudos que demonstram que países como a Espanha, por exemplo, apresentam, para estudos realizados com fantomas e em condições equiparáveis, valores de ESAK médios de 6 mGy [62]. Tendo em conta que, segundo a tabela 9.3, o valor médio determinado para a ESAK da nossa amostra é superior (7,29 mGy) deduz-se que também o NRD será maior. Tendo em conta que Espanha possui um programa de controlo de qualidade muito consolidado, surge a ideia de que será viável trabalhar no sentido de baixar ainda mais o NRD nacional.

Em anteriores estudos realizados por Carvoeiras et al. (2012) foi sugerido o NRD nacional de 7,52 mGy para a ESAK, considerando simulações de PMMA com 4 cm, ou seja, equivalentes a uma mama comprimida de 4,5 cm e composta de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo [30]. O NRD sugerido para a ESAK neste trabalho (9,63 mGy) é superior pelo facto de englobar na amostra mais equipamentos e mais duas espessuras de PMMA superiores aos 4 cm utilizados por Carvoeiras et al. (4,5 e 5 cm). No mesmo estudo foi ainda feito um estabelecimento diferencial de NRD's, atribuindo aos sistemas CR o NRD de 8,13 mGy e aos

sistemas DDR o NRD de 5,10 mGy [30], o que sustenta os valores e o procedimento de análise presentes neste trabalho.

No que se refere à determinação da AGD, na maioria dos protocolos de controlo de qualidade dos diferentes países, DGMP (1986), NCRP (1986), IPSM (1989), SSI (1989), AAPM (1990), NRPA (1991), NCS (1993), SEFM/SEPR (1996), GIM (1993), IPSM (1994), existe uma preferência em obter a AGD a partir da medida da ESAK aplicada a um fantoma de referência, e nesse sentido os NRD's encontrados neste trabalho são comparáveis, não só aos previstos no protocolo Europeu como aos específicos da maioria dos países. A tabela 9.8 mostra que, na reprodução do Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia, os equipamentos da amostra útil deste estudo revelaram NRD's de AGD por espessura de PMMA inferiores aos limites alcançáveis recomendados por este mesmo protocolo. Tal constatação permite afirmar que, também em termos de AGD, prevê-se que Portugal se encontre com níveis ligeiramente abaixo dos NRD's Europeus.

Tabela 9.8 – Comparação dos valores limite (aceitáveis e alcançáveis) para a AGD previstos nas diretrizes Europeias com os NRD's encontrados neste estudo.

	NRD Local	limiting value		unit
		acceptable	achievable	
- glandular dose per PMMA thickness				
4.0 cm	1.53	< 2.0	< 1.6	mGy
4.5 cm	1.92	< 2.5	< 2.0	mGy
5.0 cm	2.24	< 3.0	< 2.4	mGy

No entanto é importante realçar que os NRD's foram obtidos em condições de referência, utilizando fantasmas, e não em condições clínicas, ou seja, não se referem à mama típica da nossa população, quer em termos de espessura, quer em termos de composição. Assumindo que a mama típica da nossa população se encontra entre os 4 e 6 cm, quando comprimida, e que possui uma composição próxima de 50% glandular e 50% adiposa, a tabela 9.9 apresenta a comparação dos valores aqui definidos como NRD's nacionais para a AGD com valores obtidos em procedimentos clínicos noutros países.

Tabela 9.9 - Valores de AGD para a amostra em estudo e outros publicados em literatura.

	Amostra	Espessura média (mm)	AGD (mGy)
<b>Portugal (2012)</b>	44 equipamentos	?	-
		45	1,53
		53	1,92
		60	2,24
		[45:60]	1,93
<b>EUA (1996)</b>	4400 pacientes	45	1,49
<b>EUA (2001)</b>	6006 pacientes	51	2,6
<b>Alemanha (1997)</b>	1678 e 945 pacientes	55,9 e 50,8	1,59 e 2,07
<b>Suécia (1997)</b>	965 pacientes	49	1,9
<b>Espanha (1998)</b>	1347 pacientes	51	1,2
<b>Reino Unido (1998)</b>	287 pacientes	56	1,79
<b>Reino Unido (2000)</b>	8745 pacientes (50-64 anos)	54,3	2,03
		51,5	1,65
<b>Reino Unido (2002)</b>	2296 pacientes (40-48 anos)	54,3	2,37
		51,5	2,02

Os valores de NRD's propostos por este trabalho e apresentados na tabela 9.9 são válidos para o intervalo de espessuras de mama comprimidas entre 45 e 60 mm, podendo ser mais específicos se a espessura de mama típica for mais próxima de qualquer uma das 3 espessuras simuladas. Os resultados mostram que os valores simulados com fantasmas aproximam-se substancialmente dos valores correspondentes a espessuras próximas para pacientes verificados em outros países. Por exemplo, para uma espessura média de mama de 45 mm, aproximamo-nos da espessura média estimada por Dentry e Dewerd (2001) para os EUA, onde o NRD da AGD foi estabelecido em 1,49 mGy, valor este muito próximo dos 1,53 mGy determinados para a mesma espessura neste estudo. Se, por outro lado, a espessura de mama média nacional for determinada como mais próxima dos 53 ou 60 mm, os NRD's aqui determinados também são próximos dos determinados para estudos do Reino Unido ou da Alemanha. As diferenças entre os valores determinados para este estudo e os apresentados para outras populações seriam sempre espectáveis devido ao contributo da composição da mama típica. Neste ponto, uma comparação mais precisa entre os NRD's aqui determinados e os de outros estudos clínicos não é possível pois poderá superestimar ou subestimar a contribuição da composição da mama, que não é objeto de estudo neste trabalho.

Num estudo similar realizado por Morán (2000) em dez hospitais, a utilização de fantasmas de simulação padrão resultou numa superestimativa de 13% dos valores de dose em pacientes. No entanto, se a composição da mama fosse considerada mais real, os valores de dose para uma amostra de pacientes seriam próximos aos valores obtidos com o simulador [70]. O mesmo cenário é viável para este trabalho e a sua adequação à população nacional.



## 10. Conclusão

Esse trabalho possibilitou a determinação dos valores médios e dos NRD's relativos à AGD e à ESAK para pacientes submetidas à mamografia com sistema de processamento digital (CR e DDR) de fabricantes distintos, em projeção CC e assumindo que a mama típica se encontra no intervalo de espessura entre 45 e 60 mm e possui composição próxima de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo.

A fim de garantir as mínimas condições de qualidade dos sistemas a integrar na análise estatística, foram previamente realizados testes de desempenho dos mamógrafos, onde foram avaliados alguns parâmetros como taxa de dose, reprodutibilidade do AEC, limiar de contraste de visibilidade num detalhe circular com diâmetro de 0,1 mm, limite de CNR relativo a 45 mm de PMMA, ESAK e AGD. Neste aspeto, os resultados encontrados foram satisfatórios ao se comparar com padrões estabelecidos em protocolos internacionais de controlo de qualidade para mamografia digital, sendo que 84,6% da amostra inicial de equipamentos analisados cumpre todos os requisitos de qualidade definidos neste estudo.

Antes de se determinarem os NRD's, foi feita uma análise de valores médios que permitiu observar a distribuição diferencial das gamas de valores encontrados para a ESAK e para a AGD. Os resultados da generalidade da amostra indicaram um valor médio de 7,29 mGy para a ESAK e um valor médio de 1,59 mGy para a AGD. Numa abordagem que agrupou os equipamentos pela sua classe, obteve-se, para sistemas CR, um valor médio de ESAK de 4,95 mGy e um valor médio de AGD de 1,72 mGy. Por sua vez, para sistemas DDR, o valor médio de ESAK é 4,79 mGy e o de AGD é 1,32 mGy. Conclui-se, portanto, que os valores obtidos para as duas grandezas são significativamente mais elevados nos sistemas CR relativamente aos DDR. Concluiu-se também que estes valores médios não poderão ser utilizados para uma análise muito precisa pois mascaram de certa forma uma elevada amplitude de valores dentro da amostra e mesmo dentro da classe do equipamento. No que se refere aos equipamentos CR, a elevada amplitude de grandezas dosimétricas verificada está relacionada com as características e exigências específicas das diferentes marcas e modelos das placas de imagem (IP's) existentes no mercado. Ao nível dos equipamentos DDR essa amplitude está relacionada com a geração do equipamento e com consequente utilização progressiva de combinações ânodo/filtro que acompanham a evolução da tecnologia em questão. Conclui-se que a amostra utilizada apresenta variabilidade suficiente nos resultados obtidos para que seja a marca e a geração do equipamento a exercer algum tipo de influência ou dependência nos valores de dose de radiação alcançados pelos mesmos.

Os NRD's obtidos a partir do valor do terceiro quartil (percentil 75) da distribuição geral dos 44 equipamentos em conformidade foram de 9,63 mGy para a ESAK e de 1,93 mGy para a AGD. O facto de cerca de metade dos equipamentos avaliados apresentarem valores de ESAK e AGD acima dos NRD's estabelecidos em pelo menos uma das espessuras simuladas leva a concluir que existe ainda um grande caminho a percorrer na otimização da ESAK e da AGD nos sistemas em utilização no contexto clínico do nosso sistema de saúde, com vista à uniformização e a manter os valores abaixo de NRD's considerados. Os NRD's determinados são consideravelmente superiores aos valores médios, o que revela que os valores médios são bastante influenciados pela grande amplitude de valores e há que ter cuidado aquando da utilização destes para comparações e estabelecimento de referências. O estabelecimento de NRD's ajustados à classe dos equipamentos sugere os valores de ESAK de 10,29 mGy para sistemas CR e de 5,88 mGy para sistemas DDR. Na mesma linha, os valores de AGD sugeridos são 2,07 mGy para sistemas CR e de 1,59 mGy para sistemas DDR. A conclusão óbvia é que os NRD's dos equipamentos DDR são significativamente mais baixos comparativamente com os CR. No que se refere ao ajuste detalhado ao nível da espessura típica estimaram-se, para equipamentos CR, NRD's de ESAK de 7,36 mGy para 40 mm, 10,11 mGy para 45 mm, 11,79 mGy para 50 mm e NRD's de AGD de 1,59 mGy para 40 mm, 2,06 mGy para 45 mm, 2,33 mGy para 50 mm. Para equipamentos DDR, os NRD's de ESAK determinados foram de 4,35 mGy para 40 mm, 5,70 mGy para 45 mm, 7,06 mGy para 50 mm e os NRD's de AGD de 1,23 mGy para 40 mm, 1,60 mGy para 45 mm e 1,72 mGy para 50 mm. Conclui-se que estes NRD's seguem uma dependência típica para com a espessura de mama comprimida.

Da comparação do NRD obtido para a ESAK e que se propõe aqui como o NRD nacional para essa grandeza, conclui-se que este particularmente coincide com o recomendado pelas diretrizes Europeias, encontrando-se até ligeiramente abaixo. No que se refere à AGD, os NRD's aqui estimados apresentam-se ligeiramente abaixo dos valores definidos como alcançáveis pelo Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia. Os resultados mostram também que os NRD's simulados aqui a partir de fantasmas aproximam-se substancialmente dos valores documentados e correspondentes a espessuras próximas de mama da população de outros países com programas de controlo de qualidade ativos. Tais observações levam a concluir que os NRD's encontrados são satisfatórios e já revelam alguma atenção e uniformidade entre as Instituições em Portugal e nos restantes países no sentido de minimizar os níveis de dose administrados e consequentemente otimizar o processo de proteção do paciente quando sujeito a exposições à radiação para este exame em particular.

É importante o trabalho de acompanhamento de controlo de qualidade pois permite testar com alguma frequência as calibrações dos equipamentos e, de acordo com os parâmetros disponíveis, selecionar aqueles que conduzem à dose desejada (NRD's) com a qualidade de imagem necessária salvaguardada.

Dado o nível de detalhe alcançado por este trabalho em termos de ponderações alusivas à espessura comprimida e à classe do equipamento conclui-se que o fator de divergência entre os valores estimados e os valores estabelecidos para condições semelhantes noutras populações poderá dever-se ainda à composição da mama típica. Uma análise em condições clínicas afetará sempre os NRD's a determinar para a ESAK e para a AGD com a ponderação da composição típica da mama padrão da população. Seria interessante comprovar, em estudos futuros, não só a espessura típica da mama da nossa população como também a composição típica desta. Ao analisar o relatório IPSM 59 (IPSM 1994), deixa claro que o modelo de referência (análise com fantasmas) é útil apenas para fins de comparação e não se destina à espessura da mama média. A amostra de pacientes deverá ser formada por adultos, de ambos os sexos com 20 cm de espessura média torácica ântero-posterior (AP) e com pesos compreendidos entre 50 e 90 kg, cuja espessura da mama comprimida se encontre entre 4 e 6 cm. Os NRD's recomendados por este trabalho poderão satisfazer diferentes realidades de espessuras de mama e de classes de equipamentos mas estão confinados a uma composição de mama aproximadamente de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. Este conclui-se ser o grande fator limitativo deste trabalho e poderá apenas ser desprezado se a composição real da mama típica da nossa população estiver contida na gama de valores de referência equivalente aos aqui simulados.

Conclui-se que este trabalho conseguiu atingir os objetivos a que se propôs na sua plenitude, sugerindo valores coerentes com estudos semelhantes realizados noutros países e assumindo-se assim como uma mais-valia nacional para a otimização dos nossos mamógrafos. O preciosismo conseguido de apresentar NRD's para diferentes espessuras e de acordo com a classe do equipamento torna este trabalho ainda mais útil na medida em que permitirá um cruzamento dinâmico de dados aquando da realização dos supostos estudos de classificação pormenorizada das características da mama típica e da atualização do parque tecnológico existente em Portugal e relativo a equipamentos de mamografia.

## Bibliografia

- [1] American Cancer Society (ACS), "Cancer statistics," 2008. [Online]. Available: <http://www.cancer.org>. [Acedido em Março 2012].
- [2] Liga Portuguesa Contra o Cancro, [Online]. Available: <http://www.ligacontracancro.pt>. [Acedido em Março 2012].
- [3] Dose Datamed II, "Relatório sobre os resultados do projecto Dose Datamed 2 Portugal," Abril 2012. [Online]. Available: [http://www.itn.pt/projs/ddm2-portugal/Relatorio\\_Dose\\_Datamed2\\_Portugal.pdf](http://www.itn.pt/projs/ddm2-portugal/Relatorio_Dose_Datamed2_Portugal.pdf). [Acedido em Julho 2012].
- [4] OECD, "OECD statistical series," [Online]. Available: <http://stats.oecd.org/>. [Acedido em Junho 2012].
- [5] A. Mattsson, W. Leitz e L. Rurqvist, "Radiation risk and mammographic screening of woman from 40 to 49 years of age: effect on breast cancer rates and years of life," *British Journal of cancer*, vol. 82, n.º 1, pp. 220-226, 2000.
- [6] European Commission, "European Protocol on Dosimetry in Mammography," em *EUR 16263 EN*, Luxembourg, 1996.
- [7] J. N. Wolfe, "Breast patterns as an index of risk of developing breast cancer," *Am J Roentgenol*, pp. 126:1130-1139, 1976.
- [8] P. Morán, M. Chevalier e E. Vañó, "Comparative study of dose and image quality in mammography in the area of Madrid," *Br. J. Radiol.*, vol. 67, pp. 556-63, 1994.
- [9] J. James, "The current status of digital mammography," *Clin radiol*, vol. 59, n.º 1, pp. 1-10, 2004.
- [10] K. Fetterly e B. Schueler, "Performance evaluation of a "dual-side read" dedicated mammography computed radiography system," *Medical Physics*, vol. 30, n.º 7, pp. 1843-1854, 2003.
- [11] H. Liu, L. Fajardo, J. Barrett e R. Baxter, "Contrast detail detectability analysis: comparison of a digital spot mammography systems and an analog screen-film mammography systems," *Acad radiol*, vol. 4, n.º 3, p. 197:203, 1997.
- [12] P. Undrill, A. O'Kane e F. Gilbert, "A comparison of digital and screen-film mammography using quality control phantoms," *Clinical Radiology*, vol. 55, n.º 10, pp. 782-790, 2000.
- [13] S. Suryanarayanan, "Flat-panel digital mammography systems: contrast detail comparison between screen-film radiographs and hard-copy images," *Radiology*, vol. 225, n.º 3, pp. 801-7, 2002.
- [14] E. Berns, R. Hendrick e G. Cutter, "Performance comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography in clinical practice," *Med Phys*, vol. 29, n.º 5, pp. 830-4, 2002.
- [15] J. Lewin, "Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer," *American Journal Roentgenol*, vol. 179, n.º 3, pp. 671-7, 2002.
- [16] T. Yamada, T. Ishibashi, A. Sato, M. Saito, H. Saito, T. Matsuhashi e S. Takahashi, "Comparison of screen-film and full digital mammography: image contrast and lesion characterization," *Radiat Med*, vol. 21, n.º 4, pp. 166-71, 2003.
- [17] X. Ron, C. Shaw, D. Johnston, M. Lemarcks, X. Liu, G. Whitman, M. Dryden, T. Stephens, S. Thompson, K. Krugh e C. Lai, "Microcalcification detectability for four mammographic detectors: flat panel, CCD, CR, and screen/film," *Medical Physics*, vol. 29, n.º 9, pp. 2052-61, 2002.
- [18] European Commission, "European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic radiographic images," em *EUR 16260 EN*, Luxemburgo: CEC, 1996.
- [19] M. Schubauer-berigan, G. Frey e H. D. Baron L, "Mammography dose in relation to body mass index, race and menopausal status," *Radiation protection dosimetry*, vol. 98, n.º 4, pp. 425-32, 2002.

- [20] K. C. Young, "Radiation doses in the UK trial of breast screening in women aged 40-48 years," *The British Journal of radiology*, vol. 75, pp. 362-370, 2002.
- [21] S. Obenauer, K. Hermann e E. Grabbe, "Dose reduction in full-field digital mammography: an anthropomorphic breast phantom study," *British Journal of Radiology*, vol. 76, n.º 907, pp. 478-82, 2003.
- [22] D. R. Dance, K. A. Thilnader, M. Sandborg, C. L. Skinner, S. I. A. Castellano e C. G. Alm, "Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study," *Journal of radiology*, vol. 73, pp. 1056-1067, 2000.
- [23] E. Berns, R. Hendricks e G. Cutter, "Optimization of technique factors for a silicon diode array full-field digital mammography system and comparison to screen film mammography with matched average glandular dose," *Medical Physics*, vol. 30, n.º 3, pp. 334-340, 2003.
- [24] Commission of the European Communities (CEC), "European Guidelines on Training in Radiation Protection for Medical Exposures," em *Radiation protection 116*, Luxemburg, 2000.
- [25] Commission of the European Communities (CEC), "European guidelines for quality assurance in mammography screening," em *Office for official publications of the European communities*, Luxemburg, 2001.
- [26] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, S. Tornberg, R. Holland e L. Von Karsa, "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, Fourth Edition," em *Office for Official Publications of the European Communities*, Luxemburg, 2006.
- [27] *Decreto-Lei 180/2002*, 2002.
- [28] Comissão Europeia, "Protecção contra as radiações 109, Orientações relativas aos níveis de referência de diagnóstico (NRD) para Exposições Médicas; Direcção-Geral Ambiente, Segurança Nuclear e Protecção Civil," em *Protecção contra as radiações 109*, 1999.
- [29] ICRP, International Commission on Radiological Protection, "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," em *Publication 103*, 2007.
- [30] P. Carvoeiras et al., "Níveis de Referência de Diagnóstico em Mamografia," em *Avaliação da exposição da população Portuguesa a radiações ionizantes devido a exames médicos de radiodiagnóstico e medicina nuclear*, Lisboa, 2012.
- [31] "Portal de Oncologia Português," Agosto 2012. [Online]. Available: [www.pop.eu.com](http://www.pop.eu.com).
- [32] M. Chevalier, *La Física de la Mamografía*, Madrid: Física Médica. Dpto. de Radiología. Universidad Complutense de Madrid, 2012.
- [33] N. Boyd, G. Lockwood, J. W. Byng, D. Tritchler e M. Yaffe, "Mammographic densities and breast cancer risk," *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev*, vol. 7, pp. 1133-1144, 1998.
- [34] K. Bovis e S. Singh, "Classification of mammographic breast density using a combined," em *Medical Image Understanding and Analysis (MIUA) Conference*, Portsmouth, 2002.
- [35] F. Hal, L. Venta e R. Hendrick, "Mammographic density categories," *American Journal of Roentgenology*, pp. 178(1)-242, 2002.
- [36] B.I. Reporting; Data system (bi-rads), *Mammography. 4th ed. Reston: American College of Radiology*, 2003.
- [37] J. E. Peixoto, "Controle de Qualidade em Mamografia," em *Mama: diagnóstico por Imagem*, Rio de Janeiro, Revinter, 2009, pp. 83-106.
- [38] M. G. Magalhães, J. Casicava, J. E. Peixoto e E. Canella, *Manual de Técnicas Mamográficas*, Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2006.
- [39] A. Trindade, *Design and Evaluation of a Positron Emission Tomograph for Breast Cancer*, Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa, 2007.
- [40] R. Moadel, "Breast cancer imaging devices," *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 41, n.º 2011, pp. 229-241.
- [41] J. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, 2º ed., vol. 1, CRC Press, 2002.
- [42] J. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2º ed., vol. 4, Wiley Interscience, 2006.

- [43] MQSA and FDA Regulations, The ACR's Mammography Accreditation, "The 1999 ACR Mammography Quality Control Manual," 2007. [Online]. Available: [www.acr.org](http://www.acr.org). [Acedido em Agosto 2012].
- [44] J. Pisco, *Imagiologia Básica – Texto e Atlas*, Lisboa: lidel, 2003.
- [45] P. Johns e M. Yaffe, X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues. *Phys. Med. Biol.* 6, 1987, pp. 675-695.
- [46] J. Bushberg, J. Seibert e E. & B. J. Leidholdt, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2<sup>o</sup> ed., Lippincott William & Wilkins, 2004.
- [47] J. J. P. Lima, *Técnicas de diagnóstico com raios X, Aspectos Físicos e Biofísicos*, 2<sup>o</sup> ed., Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009, pp. 419-443.
- [48] M. J. Yaffe, "Basic Physics of Digital Mammography," em *Digital Mammography*, U. Bick, F. Diekmann, 2010, pp. 1-11.
- [49] L. Dujm, G. Guit e J. Zaat, "Sensitivity, specificity, and positive predictive values," *BJR*, vol. 76, pp. 377-381, 1997.
- [50] I. Saarenmaa, T. Salminen e U. Geiger, "The effect of age and density of the breast on the," *Breast Cancer Res Treat*, vol. 67, pp. 117-123, 2000.
- [51] H. Burrell, D. Sibbering e A. Wilson, "Screening interval breast cancers:," *Radiology*, vol. 199, pp. 811-817, 1996.
- [52] S. Feig e M. Yaffe, "Current status of digital mammography," *Semin US CT MRI*, vol. 17, n.º 5, pp. 424-443, 1996.
- [53] P. P. Sprawls, "The Physical Principles of Medical Imaging," [Online]. Available: [www.sprawls.org/ppmi2/](http://www.sprawls.org/ppmi2/). [Acedido em Junho 2012].
- [54] G. J. Bansal, "Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging," *Med J.*, vol. 89, pp. 425-428, 2006.
- [55] S. Feig e M. Yaffe, "Digital Mammography," *Radiographics*, vol. 18(4), pp. 893-901, 1998.
- [56] M. V. A. DANTAS, "Controle de Qualidade e Dose de Entrada na Pele em Serviços de Mamografia que Utilizam o Sistema de Radiografia Computadorizada," Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Belo Horizonte, 2010.
- [57] F. L. ALVARENGA, "Análise de Parâmetros e Controle da Qualidade de Sistemas de Radiologia Computadorizada para Mamografia," Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Belo Horizonte, 2008.
- [58] D. J. Dronkers, J. H. Hendriks e H. Roland, "Mamografia prática," *Patologia, técnicas, interpretações e métodos complementares*, 2003.
- [59] F. DeBlois, *Dose measurement in heterogenous phantoms with an extrapolation*, Montreal: McGill University - Physics Department, 2001.
- [60] PhyMED Consultores em Física Médica e Radioproteção Ltda, "Controle de qualidade em Mamografia," 2005. [Online]. Available: <http://www.phymed.com.br/mamografia.htm>. [Acedido em Agosto 2012].
- [61] M. Chevalier e R. Torres, "Mamografia digital," *Rev Fis Med*, vol. 11, n.º 1, pp. 11-26, 2010.
- [62] "Control de Calidad en Mamografía - Guía Prática 2000," em *Documentos técnicos de Salud Pública, serie C N° 8*, Santiago de Compostela, 2000.
- [63] EUREF, "Addendum on Digital Mammography," em *The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening*, 2003.
- [64] ICRP, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, European Journal of Nuclear Medicine, 1990.
- [65] SEFM; SEPR; SERAM, *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*, Madrid: Senda Editorial, S.A., 2011.
- [66] L. C. G. OLIVEIRA, *Estudo dos fatores que influenciam a dose de entrada da*, Rio de Janeiro: Monografia de conclusão de curso da Fundação Técnico Educacional Souza Marques (FTSM) – Curso de Física com ênfase em Física Médica, 2004.
- [67] L. K. RANDELL e S. B. A., "A survey of clinical factors and patient," em *Medical Physics*, v. 28 (7), 2001, pp. 1449-1454.

- 
- [68] C. Lawinski, J. Cole, D. Emerton, P. Clinch e A. Mackenzie, "Buyer's guide: Digital mammography," Centre for Evidence-based Purchasing (CEP), London, 2008.
- [69] International Atomic Energy Agency, "Optimization of the Radiological Protection of Patients: Image Quality," IAEA, Vienna, 2005.
- [70] P. Morán, M. Chevalier, R. Pombar e E. Vanó, "Beast doses from patients and from a standard phantom: analysis of differences," em *Radiation Protection and Dosimetry*, 2000, pp. 117-121.

**ANEXO I - Distribuição geográfica do número de mamógrafos da amostra**





**ANEXO II - Certificado de calibração Unfors Xi R/F & Mammo**

Date of Calibration:	2012-07-26	Product:	Xi
Serial Number:	182386	Model:	R/F & Mammo

Measurement details, as left:

**kVp** Mo / 30µm Mo

Mo/Mo No Paddle				
Generator settings		Measurements		
Set kVp	Set mAs	Ref. kVp	Xi kV	Deviation
20	50	19,69	19,65	-0,2%
23	50	23,02	23,11	0,4%
25	50	25,03	25,00	-0,1%
28	50	28,04	27,96	-0,3%
32	50	32,07	32,15	0,2%
35	50	35,10	35,11	0,0%
39	50	38,91	38,86	-0,1%

Mo / 30µm Mo + 0,1mm Al

Mo/Mo Paddle				
Generator settings		Measurements		
Set kVp	Set mAs	Ref. kVp	Xi kVp	Deviation
20	50	19,69	19,67	-0,1%
23	50	23,02	23,13	0,5%
25	50	25,03	25,00	-0,1%
28	50	28,04	27,92	-0,4%
32	50	32,07	32,21	0,4%
35	50	35,10	35,09	0,0%
39	50	38,91	38,90	0,0%

**Dose** Mo / 30µm Mo

0mm Al Added Filtration				
Generator settings		Measurements		
Set kVp	Set mAs	Ref. Dose µGy	Xi dose µGy	Deviation
23	50	3295	3292	-0,1%
25	50	4382	4368	-0,3%
28	50	6296	6282	-0,2%
32	50	9278	9301	0,3%
35	50	11763	11777	0,1%

Mo / 30µm Mo + 0,1mm Al

0,1mm Al Added Filtration				
Generator settings		Measurements		
Set kVp	Set mAs	Ref. Dose µGy	Xi dose µGy	Deviation
23	50	2414	2428	0,6%
25	50	3291	3300	0,3%
28	50	4836	4869	0,7%
32	50	7305	7368	0,9%
35	50	9335	9463	1,4%

Mo / 30µm Mo + 2mm Al

2mm Al Added Filtration				
Generator settings		Measurements		
Set kVp	Set mAs	Ref. Dose µGy	Xi dose µGy	Deviation
23	100	187,6	190,2	1,4%
25	50	154,4	153,2	-0,8%
28	50	278,7	279,5	0,3%
32	50	509,2	507,2	-0,4%
35	50	724,3	723,8	-0,1%

**HVL (Non-Accredited)** Mo / 30µm Mo

Mo/Mo No Paddle				
Generator settings		Measurements		
Set kVp	Set mAs	Ref. HVL mm Al	Xi HVL mm Al	Deviation
25	50	0,295	0,295	-0,1%

Mo/Mo No Paddle Specification:  
kV ± 2% or ± 0.5 kV, Dose ± 5% and ± HVL 5%

Mo/Mo Paddle Specification:  
kV ± 2% or ± 0.7 kV, Dose ± 5% and ± HVL 5%

For further specification details, please refer to your Xi Manual.



**ANEXO III – Formulário de Excel construído e utilizado para registar os dados dos testes efetuados aos mamógrafos e para fazer os cálculos e classificações de acordo com as tolerâncias para cada equipamento.**

Instituição		Nome		Zona	Centro	Registo	1						
Sistema de Imagem		Marca		Sistema de Imagem		<input type="radio"/> Novo <input type="radio"/> Alterar <input type="radio"/> Excluir							
Marca: GE Modelo: Senographe DMR		Tipo		Marca		CR Fuji							
Controlo Automático de Exposição													
Espessura (mm)		kV		Cominação		DGM (mGy)							
PMMA	Mama		mAs	A / E	Kerma (mGy)	Estimado	Tolerância						
40	45	27	87	Mo / Mo	8.044	1.75	< 2.00						
45	53	28	99	Mo / Mo	10.23	2.05	< 2.50						
50	60	26	172	Mo / Rh	11.54	2.38	< 3.00						
							HVL						
							0.35						
							0.217						
							1						
							0.36						
							0.2						
							1						
							0.41						
							0.203						
							1.017						
<input type="button" value="OK"/> <input type="button" value="Cancelar"/> <input type="button" value="Imprimir Relatório"/>													
Emissão de Radiação - Foco Grosso				CNR									
Débito de Dose @ FDD @ 28kV (mGy/s)		Estimado	Tolerância	Espessura (mm)		ROI1		ROI2		CNR LIM ESP			
		12.5	> 7.5	PMMA	Mama	VM	STD	VM	STD	Estimado	Tolerância		
Reprodutibilidade da dose em CAE (%)		0.1	< 5.0	40	45	788	5	612	8	149	> 102		
				45	53	838	6	696	8	113	> 100		
				50	60	786	7	627	9	111	> 97		
Qualidade de Imagem para 45 mm PMMA													
Limiar de contraste 0.1mm (%)		Estimado	Tolerância										
		20.28	< 23.00										
				<<		<		1 de 52		>		>>	