



Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa  
Instituto Politécnico de Lisboa



# **Proteção Radiológica em Mamografia**

Trabalho final para obtenção do

**Grau de Mestre**

em

**Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde**

Ramo de Especialização

**Proteção Contra Radiações**

**Mafalda Sofia Pinto Duarte**

**Orientador (es):**

Prof<sup>o</sup> Doutor Nuno Teixeira, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Mestre Pedro Carvoeiras, Medical Consult

**Júri:**

Doutor Pedro Manuel Teles, Instituto Tecnológico e Nuclear

(esta versão inclui as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2012



# Proteção Radiológica em Mamografia

*A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem 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 e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que estejam incluídos neste trabalho*



## **Agradecimentos**

Este espaço é dedicado àqueles que deram a sua contribuição para que esta dissertação fosse realizada. O meu profundo e sentido agradecimento a todas as pessoas que contribuíram para a concretização desta dissertação, estimulando-me intelectual e emocionalmente.

Em primeiro lugar agradeço aos meus orientadores, Professor Doutor Nuno Teixeira, diretor do mestrado, pela competência científica e acompanhamento ao longo do trabalho, disponibilidade e generosidade reveladas durante toda a dissertação, assim como pelas críticas, correções e sugestões relevantes feitas durante a orientação. Em especial ao Mestre Pedro Carvoeiras pela forma como me orientou ao longo do trabalho, todas as notas dominantes da sua orientação foram da maior utilidade, a disponibilidade com que sempre me recebeu foi decisiva no desenvolvimento deste trabalho.

Em segundo lugar, agradeço ao Engenheiro João Schiappa de Azevedo pela disponibilidade, sabedoria e ensinamentos práticos em todo o processo científico.

Gostaria ainda de agradecer ao Professor Doutor Luís Freire a partilha do seu saber e as valiosas contribuições ao longo da realização do trabalho.



## Resumo

O cancro da mama é o tipo de cancro mais comum nos membros do sexo feminino, sem considerar o cancro da pele, e corresponde à segunda causa de morte por cancro, na mulher. Atualmente em Portugal com uma população feminina de 5 milhões de habitantes, surgem 4.500 novos casos de cancro da mama por ano, ou seja 11 novos casos por dia, morrendo por dia 3 mulheres com esta doença.

O objetivo deste estudo é verificar qual das combinações de Kv, mAs e ânodo/filtro cumpririam com os critérios de qualidade de imagem, segundo diretrizes europeias, com medição da kerma à entrada da pele e posterior cálculo da dose glandular média.

Neste trabalho foi usado o sistema de mamografia digital direta, que permitiu observar qual das combinações é a mais benéfica em termos de qualidade de imagem, segundo critérios de qualidade já definidos recorrendo ao fantoma *Leeds*, modelo DMAM. Posteriormente foi calculada a dose de entrada na pele recorrendo a um detetor de leitura direta, *Unfors Xi*.

Os resultados afirmam que o nível de contraste considerado aceitável permite uma considerável redução da exposição utilizada. A partir da medição da Kerma à superfície de entrada e dose glandular média verificou-se qual das combinações corresponde a uma menor dose para o paciente, que corresponde à combinação ânodo/filtro W/Rh a operar a 30kV, com uma exposição de 63mAs, conjugando assim uma baixa dose com um nível aceitável de contraste da imagem. Esta redução de dose num órgão radiosensível como a mama é uma grande vantagem neste tipo de exames.

## Palavras-chave

Mamografia; Qualidade de Imagem; Dose Glandular Média; Fantoma Leeds; Detetor Semicondutor de leitura direta.



## Abstract

Breast cancer is the most common type of cancer among women, apart from skin cancer, and corresponds to the second cause of death by cancer in women. Currently, in Portugal, with a female population of 5 million, there are 4,500 new cases of breast cancer per year, in other words 11 new cases per day, dying 3 women per day with this disease.

The goal of this study was to check which combinations of Kv, mAs and anode/filter comply with the criteria for image quality, according to European guidelines and also to measure the entrance surface air kerma of the skin and subsequent determination of the mean glandular dose.

We used the direct digital mammography system, which allowed to observe which of possible combinations is the more beneficial in terms of image quality, according to quality criteria already defined for the Leeds, DMAM model phantom Skin Entrance Surface Dose was later determined. Its dose of skin entry performed using a direct read detector, Unfors Xi.

The results show that for one acceptable contrast level a considerable reduction in exposure to nearly half of the one normally employed can be achieved.

From measuring the input surface, Air Kerma and mean glandular dose, checked which of the combinations provides smaller doses we found that the combination is the optimal anode/filter W/Rh operating 30kV, with an exposure of 63mAs to combination dose of lowest with at acceptable level of image contrast. This dose reduction in a radio-sensitive organ such as the breast is a great advantage in this type of exams.

## Keywords

Mammography; Image Quality; Average Glandular Dose; Leeds Phantom; Detector direct reading



## **Lista de Siglas e Abreviaturas**

ACR: American College of Radiology

ALARA: As Low As reasonably Achievable

CC: Incidência Crânio-Caudal

CAD: Computer Aided Detection

CAE: Controlador Automático de Exposição

DDP: Diferença de Potencial

DL: Decreto de Lei

DNA: Ácido Desoxirribonucleico

ESAK: Kerma no ar na superfície de Entrada

HVL: Espessura Semi-Redutora

ICRP: Comissão Internacional de Proteção Radiológica

mAs: Exposição em miliampere segundo

MDD: Mamografia Digital Direta

MGD: Dose Glandular média

NRD: Níveis de Referência de Dose

OML: Incidência Obliqua Médio-Lateral

PTM: Fotomultiplicador

RC: Radiologia Convencional

RD: Radiologia Digital

RNA: Ácido Ribonucleico

RSR: Relação Sinal-Ruído

TLD: Dosímetro Termoluminescente



## Índice

Agradecimentos .....	V
Resumo .....	VII
Palavras-chave.....	VII
Abstract .....	IX
Keywords.....	IX
Lista de Siglas e Abreviaturas .....	XI
Índice.....	XIII
Índice de Tabelas .....	XV
Índice de Figuras .....	XVII
Índice de Gráficos .....	XIX
1. Introdução .....	1
1.1 Objetivos.....	4
1.2 Estruturação do Trabalho .....	5
2. Conceitos Fundamentais.....	7
2.1 Anatomia Descritiva da Mama .....	7
2.2 Mamografia.....	9
2.3 Produção de Radiação X.....	10
2.4 Interação da Radiação X com a Matéria.....	13
2.5 Equipamento de raio X .....	15
2.5.1 Equipamento de Mamografia .....	17
2.6 Sistema de detecção de imagem.....	23
2.7 Qualidade de Imagem.....	25
2.8 Níveis de Referência da Dose em Mamografia.....	28
2.9 Grandezas Dosimétricas.....	30
2.9.1 Dosimetria em Mamografia .....	31

2.10 Efeitos da Radiação Ionizante .....	34
2.11 Proteção Radiológica.....	36
3. Metodologia e Materiais .....	39
4. Resultados e Análise.....	47
4.1 Verificação da qualidade de imagem após combinação de diferentes parâmetros.....	47
4.2 Medições da Kerma à Superfície de Entrada e da Dose Glandular Média .....	50
5. Conclusão .....	61
6. Bibliografia.....	63
Anexos .....	66
Anexo I – Resultados do primeiro objetivo.....	67
Anexo II - Resultados do débito de dose no ar a 60cm .....	73

## Índice de Tabelas

Tabela 1 - Valor de HVL recomendado para estas combinações, in Bushberg (19) .....	21
Tabela 2 - Valores de Contraste do detalhe visualizado para o fantoma DMAM (35) .....	40
Tabela 3 – Valores do limiar de contraste considerados aceitáveis estabelecidos <i>pela European Guidelines for quality assurance in mammography screening</i> <sup>(16)</sup> .....	41
Tabela 4 - HVL para diferentes combinações ânodo/filtro, in <i>European Guidelines for quality assurance in mammography screening</i> <sup>(16)</sup> .....	43
Tabela 5 - Fator s em função do espectro, in <i>European Guidelines for quality assurance in mammography screening</i> <sup>(16)</sup> .....	44
Tabela 6 - Fator c em função do HVL, in <i>European Guidelines for quality assurance in mammography screening</i> <sup>(16)</sup> .....	44
Tabela 7 - Fator g em função do HVL, in <i>European Guidelines for quality assurance in mammography screening</i> <sup>(16)</sup> .....	45
Tabela 8 – Valores mínimos de Contraste que respeitam os critérios mínimos de aceitabilidade segundo as <i>European Guidelines</i> .....	47
Tabela 9 - Valores mínimos de Contraste que respeitam os critérios mínimos de aceitabilidade segundo as <i>European Guidelines</i> .....	48
Tabela 10 - Valores mínimos de Contraste que respeitam os critérios mínimos de aceitabilidade segundo as <i>European Guidelines</i> .....	49
Tabela 11 - Débito de dose no ar a 60cm para cada combinação de kV, ânodo/filtro.....	50
Tabela 12- Valor de Kerma na superfície de entrada para cada combinação (kV, ânodo/filtro), sendo considerado um valor ótimo de exposição .....	51
Tabela 13- Energia Média de cada combinação de kV e ânodo/filtro .....	55
Tabela 14 - Resultados da DGM.....	56
Tabela 15 - Resultados das combinações ânodo/filtro Mo-Mo com as condições registadas, a avaliação dos níveis de contraste foi efetuada por três técnicos diferentes sendo os detalhes da imagem registados segundo Diretrizes Europeias .....	67

Tabela 16 - Resultados das combinações ânodo/filtro Mo-Rh com as condições registadas, a avaliação dos níveis de contraste foi efetuada por três técnicos diferentes sendo os detalhes da imagem registados segundo Diretrizes Europeias .....	69
Tabela 17 - Resultados das combinações ânodo/filtro W-Rh com as condições registadas, a avaliação dos níveis de contraste foi efetuada por três técnicos diferentes sendo os detalhes da imagem registados segundo Diretrizes Europeias .....	71
Tabela 18 – Resultados do débito de dose no ar a 60cm para cada combinação de kV, ânodo/filtro e mAs .....	73

## Índice de Figuras

Figura 1: Anatomia da mama, in Bontrager <sup>(2)</sup> .....	7
Figura 2: Incidência do cancro da mama nos diferentes quadrantes, in Bushong <sup>(17)</sup> .....	9
Figura 3: Produção de radiação X característica, in Bushong <sup>(17)</sup> .....	11
Figura 4: Produção de radiação X de travagem, in Bushong <sup>(17)</sup> .....	12
Figura 5: Produção do Efeito de Compton, in Bushong <sup>(17)</sup> .....	13
Figura 6: Produção do Efeito Fotoelétrico, in Bushong <sup>(17)</sup> .....	14
Figura 7: Ampola de raios X, in Bushong <sup>(17)</sup> .....	15
Figura 8: Equipamento de Mamografia, in siemens <sup>(34)</sup> .....	17
Figura 9: Espectros de raio X de Mo, antes e depois da filtragem de 30 $\mu$ m de Mo, in Bushberg <sup>(19)</sup> .....	19
Figura 10: Combinação Mo/Mo e Mo/Rh, in Bushberg <sup>(19)</sup> .....	19
Figura 11: Combinação Rh/Mo e Rh/Rh, in Bushberg <sup>(19)</sup> .....	20
Figura 12: A- Alvo de tungsténio sem filtração; B- Combinação W/Rh, in Bushberg <sup>(19)</sup> .....	20
Figura 13: ESAK e MGD nas duas incidências básicas de mamografia, in Bushong <sup>(17)</sup> .....	37
Figura 14: Limiar de Contraste <i>do Leeds Test Object, in Quality Determinants of Mammography Guideline</i> <sup>(35)</sup> .....	40
Figura 15: Fantoma <i>Leeds Test Objects</i> modelo DMAM.....	41
Figura 16: Detetor eletrónico semiconductor, <i>Unfors Xi</i> .....	42
Figura 17: Espectros da combinação ânodo/filtro Mo/Mo com uma tensão de 26, 28 e 30kV, in MIQuaELa <sup>(33)</sup> .....	52
Figura 18: Espectros da combinação ânodo/filtro Mo/Rh com uma tensão de 26, 28 e 30kV, in MIQuaELa <sup>(33)</sup> .....	53
Figura 19: Espectros da combinação ânodo/filtro W/Rh com uma tensão de 26, 28 e 30kV, in MIQuaELa <sup>(33)</sup> .....	54



## Índice de Gráficos

Gráfico 1: Medição da kerma à superfície de entrada com ânodo/filtro Mo/Mo	52
Gráfico 2: Medição da kerma à superfície de entrada com ânodo/filtro Mo/Rh	53
Gráfico 3: Medição da kerma à superfície de entrada com ânodo/filtro W/Rh...	54
Gráfico 4: Comparação dos resultados da medição da kerma à superfície de entrada .....	55
Gráfico 5: Medição da Dose Glandular Média com ânodo/filtro Mo/Mo.....	57
Gráfico 6: Medição da Dose Glandular Média com ânodo/filtro Mo/Rh .....	57
Gráfico 7: Medição da Dose Glandular Média com ânodo filtro W/Rh .....	58
Gráfico 8: Comparação dos resultados da medição da Dose Glandular Média	58



## 1. Introdução

O cancro da mama é o tipo de cancro mais comum entre as mulheres, sem considerar o cancro da pele, e corresponde à segunda causa de morte por cancro, na mulher. É uma das doenças com maior impacto na nossa sociedade, não só por ser muito frequente, e associado a uma imagem de grande gravidade, mas também porque atinge um órgão cheio de simbolismo, na maternidade e na feminilidade. Estamos assim perante um problema de saúde pública, que apesar de não ser dos mais letais, apresentam uma alta incidência e uma alta mortalidade, sobretudo na mulher, apenas 1 em cada 100 cancros se desenvolvem no homem. Atualmente em Portugal com uma população feminina de 5 milhões, surgem 4.500 novos casos de cancro da mama por ano, ou seja 11 novos casos por dia, morrendo por dia 3 mulheres com esta doença. <sup>(1)</sup>

Estudos de programas após a mamografia de rastreio têm demonstrado uma grande redução na mortalidade através da deteção precoce do cancro da mama. Sendo a mama feminina um dos órgãos mais radiosensíveis é importante avaliar a relação risco/benefício da mamografia. Os benefícios da mamografia são muito significativos, sendo muito maiores que o risco mínimo da radiação e o desconforto durante a realização do exame. O exame não tem nenhuma contraindicação absoluta nem complicações associadas porém, não é habitual realizarem-se mamografias a mulheres antes dos 35 anos, sem antecedentes familiares de cancro da mama e sem queixas, sendo contraindicado a mulheres grávidas. <sup>(2)</sup> A visualização adequada das estruturas de interesse pelo médico radiologista nem sempre é possível, devido a fatores que vão desde a composição da mama até limitações de filmes e de equipamentos. Estas dificuldades e a necessidade de uma boa visualização das imagens, associadas à exigência de serem produzidas com a menor exposição dos pacientes à radiação, tornam a mamografia uma das técnicas radiográficas de maior dificuldade. <sup>(3)</sup>

A mama é composta por tecidos de baixa densidade, e é formada por estruturas com densidades muito próximas, o que aumenta a dificuldade na obtenção de contraste desejado na imagem formada pelos raios X. Este

parâmetro é influenciado pela qualidade da radiação, compressão da mama, uso de grelha, sistema filme/ecrã ou digital, e ao processamento dos filmes, quando existem. <sup>(4)</sup> A obtenção de imagens com definição e contraste satisfatório exige, também, uma adequação da geometria do feixe de radiação e também com a escolha correta do sistema recetor e do seu processamento adequado. <sup>(5)</sup>

As condições de exposição devem ser as adequadas a cada tipo de paciente, portanto o Técnico de Radiologia deve conhecer a dose de diferentes combinações de exposição para cada paciente. <sup>(6)</sup> Para além disto deve utilizar o equipamento aplicando todo o seu conhecimento científico, certificando que todos se encontram adequadamente protegidos contra a radiação. Deve ainda respeitar o princípio ALARA o qual refere (mínimo de radiação para a obtenção de uma imagem diagnóstica – traduzido e adaptado) <sup>(7)</sup>, uma vez que a radiação ionizante causa danos biológicos no paciente. Quando se trata de uma mamografia de rastreio, o estudo da dose no paciente e uma avaliação criteriosa da qualidade das imagens mamográficas tornam-se de grande interesse e maior relevância. <sup>(8)</sup> A otimização é necessária, e em relação à exposição do paciente, o importante é a determinação de uma menor dose glandular média, que produza um nível suficiente de qualidade de imagem. <sup>(9)</sup>

A melhor maneira de controlar a dose do paciente na mamografia é o posicionamento cuidadoso e preciso, que minimiza a necessidade de repetições. Uma das principais causas da repetição é a falta de comunicação entre o técnico e o paciente, para evitar que isto aconteça é necessário explicar ao doente todo o procedimento em geral. O descuido no posicionamento e na seleção incorreta dos fatores de exposição também são causas comuns de repetição de exames. <sup>(6)</sup> A *American College of Radiology* recomenda uma taxa de repetição menor que 5% para a mamografia. <sup>(9)</sup> A proteção de áreas específicas é necessária quando tecidos ou órgãos radiosensíveis estão muito próximos do feixe de radiação.

A radiação ionizante apresenta características mutagénicas e carcinogénicas, estas derivam da sua capacidade de penetrar nas células e tecidos, depositando a sua energia sob forma de ionizações, ou seja, ejeção de eletrões em orbita de átomos ou moléculas. A maioria dos agentes químicos produzem danos específicos para as bases de DNA, muitas vezes, provocando alterações

genéticas. <sup>(10)</sup> Existe um pequeno risco de cancro na mama associado à radiação ionizante induzida em exames mamográficos. Alcançar a qualidade de imagem, mantendo a dose tão baixa quanto razoavelmente possível é um dos objetivos finais na realização de um exame mamográfico. A implementação de um protocolo bem definido de controlo de qualidade pode efetivamente contribuir para a realização deste objetivo. <sup>(11)</sup>

Por volta de 1970, foi postulado que o programa de rastreio por mamografia do *National Cancer Institute*, nos Estados Unidos, induzia mais a formação do cancro da mama do que detetava. Como este cancro surge quase sempre no tecido glandular, foram realizadas análises mais cuidadosas da dose de radiação, isto é, estudos de dose glandular ao invés de apenas estudo da dose à entrada da pele. As estimativas de riscos associados negaram esta hipótese, porém as doses em mamografia são de grande interesse e devem ser rotineiramente monitorizadas. Alguns métodos de análise foram estudados principalmente na década de 1990. Alguns pesquisadores como D. R. Dance, na Europa, e X. Wu e W. T. Sobol, nos Estados Unidos, desenvolveram formas diferentes de obter os resultados de dose glandular média. <sup>(12)</sup>

Segundo Sechopoulos, I. et al, num exame mamográfico os órgãos que recebem mais dose relativa além da mama são o cristalino e o pulmão, 0.16% e 0.12%, os pulmões num exame mamográfico completo recebem cerca de 4.8μGy. Portanto na mamografia, a dose para os órgãos e esqueleto fora do feixe primário de raio X, incluindo o feto e ovários, é mínima, se não insignificante. <sup>(13)</sup>

Embora o risco de cancro associado à radiação induzida nos exames mamográficos seja mínimo <sup>(11)</sup> é muito importante falar em proteção radiológica e baixas doses quando nos deparamos com este exame. Os dois princípios básicos de proteção radiológica do paciente, recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica são a justificação da prática e a otimização da proteção, incluindo a consideração de níveis de referência. A justificação é o primeiro passo na proteção radiológica, nenhuma exposição para diagnóstico é justificável sem uma indicação clínica válida, cada exame deve resultar num benefício para o paciente. Uma vez que um exame de diagnóstico é clinicamente justificado, a proteção radiológica dos pacientes

deve ser otimizada, o que significa que as doses devem ser tão baixas quanto razoavelmente possível, consistente com a obtenção da qualidade adequada da imagem. Na área de otimização de proteção contra radiações em técnicas de diagnóstico utilizando radiação, particularmente em mamografia há uma margem considerável para uma melhoria da qualidade de imagem e reduções na dose.<sup>(14)</sup> Embora a exposição à radiação induza efeitos biológicos a verdade é que os benefícios da imagem, por diagnóstico, são imensos e têm revolucionado a prática da medicina. A crescente sofisticação e eficácia clínica de imagem resultou no seu crescimento no último quarto de século. Embora o uso crescente de exames de imagem que utiliza radiações ionizantes, eventualmente resultar num aumento da incidência de cancro na população exposta<sup>(15)</sup>, este problema pode ser minimizado através da prevenção do uso inadequado da radiação e otimizando os estudos realizados para obter uma melhor qualidade de imagem com a menor dose de radiação.<sup>(15)</sup>

## **1.1 Objetivos**

Existem vários princípios básicos e regras, que podem ser usados para minimizar a exposição do paciente, mantendo a qualidade da imagem. Estes incluem a correta seleção da técnica, a utilização adequada de filtros, a adoção de um correto posicionamento para o paciente, a utilização de amplificadores de imagem, o cumprimento de práticas adequadas de blindagem e colimação do feixe. Deve existir uma mínima repetição de exames, uma minimização do tempo de exposição, maximização da distância à fonte, otimização da blindagem de proteção e otimização da imagem.<sup>(2)</sup>

O trabalho encontra-se todo ele desenvolvido em torno destas questões de otimização e proteção radiológica do doente, enquadra-se numa lógica de implementação do princípio ALARA, medindo-se a dose recebida pelos pacientes submetidos a exames mamográficos e verificando se esta se encontra tão baixa quanto razoavelmente possível.

O trabalho é realizado tendo como ponto focal o parâmetro referente à otimização de imagem, perante isto, o objetivo deste documento é encontrar uma combinação ânodo/filtro considerada “ideal” tendo em consideração a

otimização do contraste da imagem, a Kerma à superfície de entrada e a dose glandular média. Para tal é necessária a verificação da qualidade de imagem após combinação de diferentes parâmetros que consiste na obtenção de imagens de mamografia utilizando diferentes combinações (kV, mAs e ânodo/filtro) de modo a que estas cumpram os requisitos da *European Guidelines for quality assurance in mammography screening* <sup>(16)</sup> recorrendo ao fantoma *Leeds Test Objects* modelo DMAM. Seguidamente a medição da Kerma na superfície de Entrada na Pele efetuada utilizando um detetor eletrónico semicondutor, *Unfors Xi*, colocado em cima do fantoma. Posteriormente a partir deste valor é possível realizar o cálculo da Dose Glandular Média que permitirá realizar uma otimização da exposição.

## 1.2 Estruturação do Trabalho

Toda a metodologia e materiais utilizados são consistentemente explicados ao longo do trabalho, sendo os resultados e a sua análise parte integrante do mesmo, o presente documento encontra-se estruturado da seguinte forma:

No capítulo 2 são descritos os conceitos fundamentais que permitem complementar de uma forma teórica todo o trabalho.

No capítulo 3 descrevem-se os métodos e materiais utilizados para visualização das combinações de kV, mAs e ânodo/filtro que cumprem com os critérios de boa visualização e medições da Kerma no ar à superfície de entrada, a partir de um detetor semicondutor, seguindo-se o cálculo da Dose Glandular Média.

No capítulo 4 apresentam-se os resultados seguidos da discussão, visualizando-se as tabelas e gráficos, permitindo a análise dos mesmos.

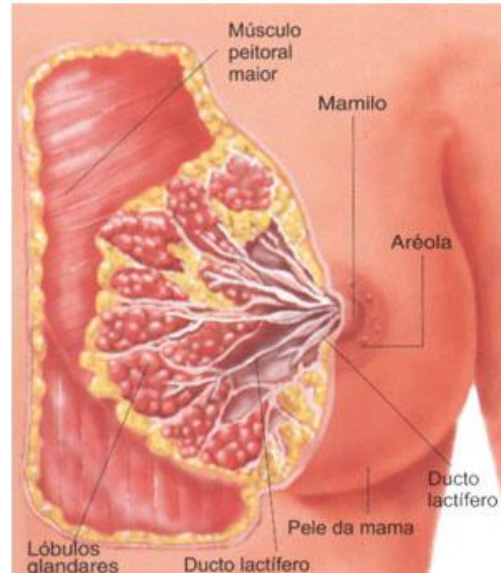
Finalização com o capítulo 5 onde se apresentam as considerações finais referentes ao documento.



## 2. Conceitos Fundamentais

### 2.1 Anatomia Descritiva da Mama

A mama é uma glândula com aspeto cónico ou hemisférico, localizada anterior e lateralmente à parede torácica, como se pode visualizar na figura 1. É um órgão par que sofre a influência de várias hormonas que por vezes provocam a variação do seu tamanho. Estende-se desde a clavícula (2ª costela) até à parede abdominal, a nível da 6ª ou 7ª costela e do bordo lateral do esterno até à porção



interna da axila. Em ambos os sexos, as mamas apresentam à superfície uma

saliência, o mamilo, estando rodeado por uma área pigmentada com uma forma circular designada de aréola. As aréolas normalmente apresentam a superfície bosselada pela presença de glândulas mamárias rudimentares, situadas muito superficialmente e chamadas glândulas areolares. As secreções destas glândulas protegem o mamilo e a aréola da irritação causada pela sucção durante a amamentação. A coloração desta depende dos níveis de estrogénios no organismo. <sup>(2)</sup>

Na mulher adulta, cada glândula mamária é habitualmente constituída por 15 a 20 lobos cobertos por uma quantidade considerável de tecido adiposo. Fundamentalmente é esta gordura que confere à mama a sua forma característica. Os lobos de cada glândula mamária formam uma massa cónica, com o mamilo situado no vértice. Cada lobo possui um único canal galactofórico, que termina de forma independente dos outros canais galactofóricos, à superfície do mamilo. A pouca profundidade da superfície areolar, o canal galactofórico dilata-se para formar o seio galactofórico ou a ampola galactofórica, onde se acumula o leite produzido. Este canal subdivide-se para formar canais pequenos, em cada um dos quais drena um lóbulo. No

interior do lóbulo, os canais ramificam-se e tornam-se mais pequenos. Na mama em fase de secreção, as terminações destes canais dilatam-se em sacos secretores, designados por alvéolos que, no seu conjunto, apresentam forma de ácinos. <sup>(2)</sup>

As mamas são suportadas e mantidas na sua posição por um grupo de ligamentos suspensores da mama, os ligamentos de Cooper. Estes ligamentos estendem-se da fáscia superficial do músculo grande peitoral até à pele que cobre as glândulas mamárias, impedindo a ptose mamária excessiva. Contudo, nas mulheres mais idosas estes ligamentos enfraquecem e alongam-se, o que torna as suas mamas mais descaídas comparando com as mais jovens. <sup>(2)</sup>

Num corte sagital da mama, numa mulher adulta, é demonstrada a relação entre a glândula mamária e as estruturas subjacentes da parede torácica. O músculo grande peitoral é observado envolvendo a caixa torácica óssea. Uma camada de tecido fibroso envolve a mama sob a superfície da pele. Uma camada similar de tecido cobre o músculo grande peitoral. Estes dois tecidos fibrosos encontram-se numa área chamada de espaço retro mamário. Este espaço deve ser visível em pelo menos uma das incidências realizadas no estudo radiológico da glândula mamária. A junção da parte inferior da mama com a parede torácica anterior é chamada prega inframamária. O prolongamento axilar é a faixa de tecido que envolve o músculo peitoral lateralmente. <sup>(2)</sup>

A largura da mama, chamada de diâmetro médio-lateral, na maioria das mulheres é maior que a medida vertical. A medida vertical, também designada como diâmetro crânio-caudal, varia entre 12 e 15cm da parede torácica. <sup>(2)</sup>

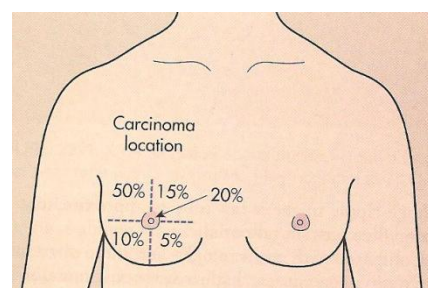
Existem dois métodos utilizados para fins de localização da mama, subdividindo-a em áreas menores. O mais utilizado é o sistema dos quadrantes, usando-se o mamilo como referência, dividindo a mama em quatro quadrantes, estes quadrantes são o Quadrante Superior Externo (QSE), o Quadrante Superior Interno (QSI), o Quadrante Inferior Externo (QIE), Quadrante Inferior Interno (QII). <sup>(2)</sup>

## 2.2 Mamografia

A Mamografia é um exame de diagnóstico por imagem, que tem como finalidade o estudo do tecido mamário, utilizando baixa dose de raios X. A equipa multidisciplinar de saúde responsável pela realização dos exames em mamografia é constituída pelo Médico Radiologista e o Técnico de Radiologia. O exame mamográfico é obtido através de um aparelho chamado mamógrafo, são realizadas duas incidências básicas para cada mama, a Incidência Crânio-Caudal (CC) e Incidência Obliqua Médio-Lateral (OML). Os benefícios da mamografia são muito significativos, sendo muito maiores que o risco mínimo da radiação e o desconforto durante a realização do exame. <sup>(2)</sup>

A mamografia é um exame com uma carga emocional muito elevada, pois os pacientes que o realizam apresentam medo e ansiedade, devido ao facto do tipo de patologia que pode ser diagnosticada. Assim um dos requisitos fundamentais de um Técnico de Radiologia nestes exames é assumir uma postura humana, calma, atenciosa e disponível, tentando estabelecer laços de confiança com o paciente para que este se sinta tranquilo e facilite a realização de um exame com qualidade. É também muito importante explicar todos os procedimentos do exame mamográfico, explicar os motivos e importância da compressão, responder a todas as questões colocadas sem limitar o direito à escolha que o paciente tem. Quando o exame não é claramente explicado, o paciente pode apresentar ansiedade e nervosismo adicionais devidos ao medo do desconhecido. Esta tensão devido à incerteza e ao medo, frequentemente, altera o estado de confusão mental do paciente e a sua capacidade de cooperar totalmente.

A mamografia de rastreio é importante na deteção precoce das alterações patológicas da mama, estas alterações podem ser benignas ou malignas. As indicações clínicas mais comuns são o cancro da mama. A incidência deste cancro é maior no quadrante superior externo, como se observa na figura 2. <sup>(17)</sup>



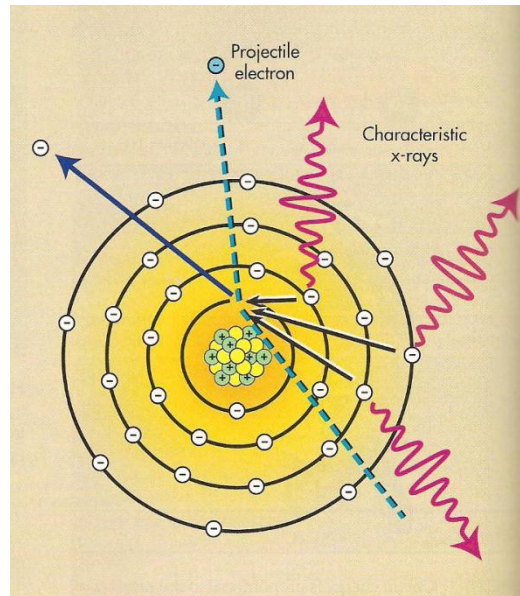
**Figura 2: Incidência do cancro da mama nos diferentes quadrantes, in Bushong <sup>(17)</sup>**

## 2.3 Produção de Radiação X

Os raios X foram descobertos pelo físico alemão Roentgen em 1895, acidentalmente quando estudava as características dos raios catódicos, verificando que algo diferente dos raios em estudo teria impressionado uma película fosforescente sem que fosse sua intenção. Raio X foi o nome adotado por não saber a origem e as características desta recente descoberta. Em menos de 8 semanas descobriu praticamente todas as propriedades desta nova radiação, entre as quais, a sua detecção através de cintilações num quadro fosforescente, a sua produção através da desaceleração de partículas carregadas ou transição de elétrons nos átomos, não são facilmente deflectidos por uma onda do campo magnético, são emissões eletromagnéticas de natureza semelhante à luz visível e como toda a energia eletromagnética de natureza ondulatória, os raios X sofrem interferência, polarização, refração, difração, reflexão, entre outros efeitos. <sup>(18)</sup>

A radiação X é produzida quando os elétrons emitidos pelo cátodo são fortemente atraídos pelo ânodo, alcançando-o com uma grande energia cinética, sendo a principal função do tubo de raio X acelerar os elétrons do cátodo em direção ao ânodo. O cátodo é o eletrodo negativo do tubo cuja função é emitir elétrons em direção ao ânodo, e o ânodo é o eletrodo positivo que permite a conversão dos elétrons incidentes em radiação X e calor. Os elétrons acelerados que se deslocam do cátodo para o ânodo constituem a corrente do tubo de raio X. Os elétrons possuem todos a mesma massa, assim é possível incrementar a sua energia cinética aumentando do valor da tensão. <sup>(17)</sup>

Os elétrons acelerados tanto podem interagir com os elétrons das orbitais como com o núcleo dos átomos do alvo. Estas interações resultam na conversão da energia cinética em energia térmica (calor) e energia eletromagnética em forma de radiação infravermelhos e radiação X. <sup>(18)</sup>

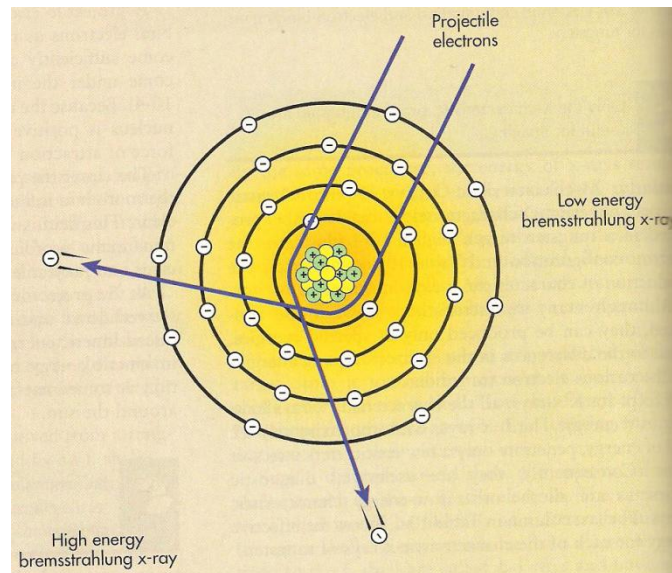


**Figura 3: Produção de radiação X característica, in Bushong<sup>(17)</sup>**

Se o elétron interage com um elétron da camada interna do átomo e não com um da camada externa são produzidos os raios X característicos. A radiação X característica origina-se quando a interação é suficientemente violenta para ionizar o átomo do alvo, eliminando totalmente um elétron da camada interna. Os elétrons da camada interna encontram-se fortemente ligados ao núcleo, contêm portanto uma energia de ligação superior à dos elétrons da camada externa. A figura 3 ilustra a forma como esta radiação é produzida, em que quando o elétron ioniza um átomo do ânodo e remove um elétron da camada k, dá origem a uma lacuna temporária nessa camada. Este estado excitado é corrigido pela “queda” de um elétron da camada externa. A transição de um elétron da orbital da camada externa para a camada interna é acompanhado pela emissão de raio X característico.<sup>(17)</sup>

A figura 4 apresenta um segundo tipo de interação, na qual o elétron pode perder a sua energia cinética quando interage com o núcleo do átomo do alvo, neste tipo de interação a energia cinética do elétron converte-se em energia bremsstrahlung. Em que um elétron que evite por completo os elétrons das orbitais podem aproximar-se suficientemente do núcleo e como o elétron tem uma carga negativa e o núcleo uma carga positiva, surge entre eles uma grande atração electrostática, quanto maior a proximidade com o núcleo maior será a sua influência sobre o campo electrostático do núcleo. Assim ao passar

pelo núcleo o elétron reduz a sua velocidade levando à diminuição da energia cinética e alteração da sua direção. A energia cinética perdida reaparece em forma de um fóton de raio X, estes tipos de raios X são conhecidos como radiação de travagem, também conhecida como bremsstrahlung.<sup>(17)</sup>



**Figura 4: Produção de radiação X de travagem, in Bushong<sup>(17)</sup>**

## 2.4 Interação da Radiação X com a Matéria

A radiações constituem uma forma de energia que, de acordo com a sua capacidade de interagir com a matéria, se podem subdividir em Radiações Ionizantes que possuem energia suficiente para ionizar os átomos e moléculas com as quais interagem, como por exemplo os raios X, e em Radiações Não-ionizantes sendo estas as que não possuem energia suficiente para ionizar os átomos e as moléculas com as quais interagem, sendo as mais conhecidas a luz visível, os infravermelhos, raios ultravioletas. <sup>(18)</sup>

As interações básicas que se produzem entre os raios X e a matéria em geral, incluindo o tecido humano obedecem a cinco mecanismos, a dispersão coerente, o efeito de Compton, o efeito fotoelétrico, a produção de pares e a fotodesintegração. Dois destes possuem um particular interesse radiológico, o efeito de Compton e o efeito fotoelétrico. <sup>(18)</sup>

No efeito de Compton os raios X podem interagir com os eletrões da camada externa do átomo e no decorrer deste processo o fóton X incidente interage com um eletrão da camada externa e expulsa-o do átomo, ionizando-o, o fóton X continua a sua trajetória mudando de direção, e com uma menor energia. O eletrão ejetado é chamado de eletrão de Compton ou eletrão secundário. Este efeito apresenta uma importância considerável em radiologia, embora num sentido adverso, pois os raios X dispersados não contribuem para a informação útil da imagem, reduzindo assim a qualidade da mesma. A produção do efeito de Compton pode ser visualizada na figura 5. <sup>(18)</sup>

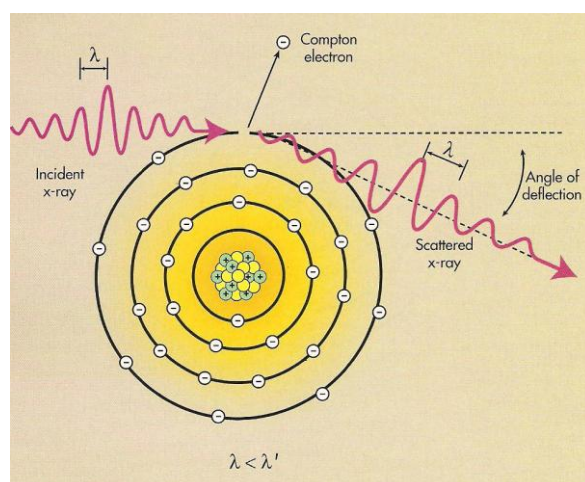
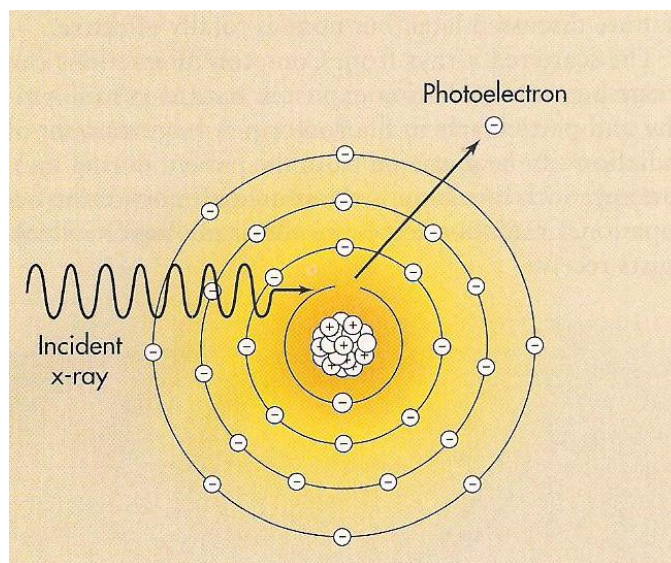


Figura 5: Produção do Efeito de Compton, in Bushong <sup>(17)</sup>

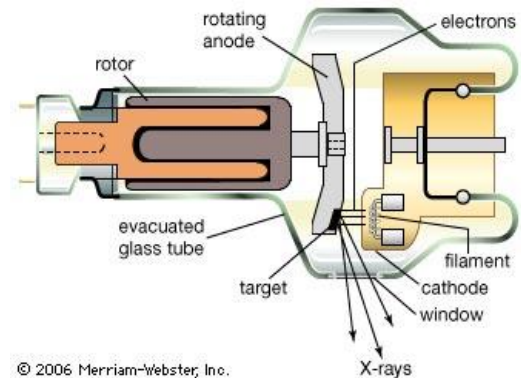
Os raios X de interesse para o diagnóstico também podem experimentar a interação de ionização com os elétrons das camadas internas dos átomos do alvo. Nestas interações o fóton não se dispersa, é absorvido totalmente pelo átomo retirando-lhe um elétron, este processo chama-se efeito fotoelétrico, representado na figura 6, em que o elétron eliminado do átomo, denominado fotoelétrico, abandona-o segundo uma direção definida e com uma energia cinética igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron ao átomo. <sup>(18)</sup>



**Figura 6: Produção do Efeito Fotoelétrico, in Bushong <sup>(17)</sup>**

## 2.5 Equipamento de raio X

Os diversos tipos de aparelhos de raio X identificam-se de acordo com a energia dos raios que produzem e a forma como os utilizam, apresentando assim múltiplas formas e tamanhos. A ampola de raio X parte integrante deste aparelho, representada na figura 7, é constituída por duas partes principais, o filamento de cátodo e o ânodo. O



© 2006 Merriam-Webster, Inc.

Figura 7: Ampola de raios X, in Bushong<sup>(17)</sup>

filamento está, geralmente, colocado dentro de uma peça metálica (*focusing cup*), carregada negativamente, cuja função é minimizar a dispersão dos elétrons ejetados do cátodo, devido à repulsão eletrostática entre eles, de maneira a focar os elétrons sobre uma área reduzida do ânodo. Normalmente, o cátodo é constituído por dois filamentos de tamanhos diferentes, este tipo de construção permite, quando necessário, utilizar o filamento menor o qual reduz o tamanho aparente da fonte de radiação X, contribuindo para a obtenção de imagens com melhor resolução espacial. O ânodo corresponde à parte da ampola de raios X carregada positivamente. Existem dois tipos de ânodos, os estacionários e os rotativos, estes últimos permitem a dissipação de uma maior quantidade de calor, devido ao facto da zona bombardeada pelos elétrons se encontrar em constante rotação.<sup>(18)</sup>

A produção de raios X é simultânea com o aquecimento do cátodo através de uma corrente elétrica elevada, que gera uma nuvem de elétrons em torno do filamento por efeito termoiónico. Estes elétrons são acelerados em direção ao ânodo por uma d.d.p. que se estabelece entre ele e o cátodo. Os elétrons ao interagirem com o ânodo dissipam cerca de 99% da sua energia sob a forma de calor e 1% sob a forma de radiação X, característica e de travagem.<sup>(18)</sup>

A consola de operação do sistema de radiologia é o interface entre o Técnico e o equipamento, permite especificar a intensidade e a qualidade do feixe de radiação X através de vários parâmetros como os mA, os kVp, o tempo de exposição, entre outros. Apesar de na atualidade muitas das propriedades já se encontrarem automáticas.

O autotransformador é um dos primeiros constituintes de um equipamento de raios X. A sua função é fornecer uma diferença de potencial precisa e constante para os circuitos do cátodo e do transformador de alta tensão, através do princípio de *line compensation* que mantém constante a d.d.p. responsável, no final pela aceleração dos eletrões entre o cátodo e o ânodo e a corrente do filamento. Associado ao autotransformador estão os sistemas de controlo dos parâmetros kVp e mA. <sup>(18)</sup>

A d.d.p. determina a capacidade de penetração dos raios X, e os ajustes deste ocorrem em terminações separadas dentro do autotransformador. <sup>(18)</sup>

Os mAs estão relacionados com o número de eletrões que se movem do cátodo para o ânodo. A quantidade de eletrões emitidos pelo filamento é determinada pela temperatura do mesmo, que por sua vez é controlada pela corrente, medida em Ampere. Conforme aumenta a corrente do filamento, este aquece e são libertados mais eletrões por emissão termiónica. A tensão deste circuito é produzida nas terminações do autotransformador, esta tensão é reduzida através de resistências de precisão para o valor de mA selecionado. Em alguns equipamentos a corrente em mA pode variar de forma continua durante a exposição, para reduzir ao mínimo o tempo da mesma. A corrente de tubo é monitorizada através da colocação de um amperímetro no centro do filamento secundário do transformador de alta tensão. Esta colocação é feita de maneira a evitar que o amperímetro esteja sujeito a d.d.p. muito elevadas. <sup>(18)</sup>

A quantidade de radiação que atinge o recetor de imagem encontra-se diretamente relacionada com a corrente de tubo e com o tempo de exposição, assim como o valor de kVp, embora neste caso a relação não seja linear. Os Controladores Automáticos de Exposição (CAE) mais utilizados são os semicondutores e os baseados em câmaras de ionização de placas paralelas, geralmente colocados entre o paciente e o recetor de imagem, devido à sua radiotransparência não interferem no processo radiográfico. As câmaras devem ser calibradas e os cuidados devem ser redobrados quando se tratam de exames com baixa d.d.p. como é o caso da mamografia, devido ao facto de poderem existir grandes variações na espessura de tecido e respetiva composição, o que pode resultar em imagens com densidade ótica diferente da esperada. <sup>(18)</sup>

### 2.5.1 Equipamento de Mamografia

Os equipamentos em mamografia são especialmente desenhados de modo a permitirem uma certa flexibilidade no posicionamento do paciente, a figura 8 permite visualizar um destes equipamentos. Tal como acontece com os tubos de raio X convencionais, o ânodo é formado por uma peça metálica de Mo, Rh e W onde o ângulo eficaz é definido em relação à montagem do tubo horizontal, em mamografia o tubo encontra-se tipicamente a  $16^\circ$  permitindo uma inclinação de  $6^\circ$  de modo a atingir uma relação



Figura 8: Equipamento de Mamografia, in siemens<sup>(34)</sup>

eficaz. Um ângulo pequeno leva ao aumento da corrente do tubo, isto porque o tamanho do ponto focal real é muito maior. Devido ao Efeito Anódico onde a intensidade de raios X é menor do lado do ânodo, o cátodo encontra-se posicionado sobre a parede torácica do paciente e o ânodo sobre o lado oposto permitindo uma maior uniformidade dos raios X transmitidos através da mama.<sup>(19)</sup> As ampolas de raios X nestes equipamentos utilizam, geralmente, geradores de tensão de alta frequência, pois permitem obter uma radiação de melhor qualidade, tensão de *ripple*  $< 1\%$ , os sistemas monofásicos e trifásicos também apresentam capacidade em mamografia, porém sem a precisão e reprodutibilidade dos geradores de alta frequência. Os valores de kVp devem ser baixos, entre os 20 e 35 kVp de maneira a não reduzir significativamente a absorção diferencial entre os diferentes tipos de tecido, sendo portanto a filtração importante nestes exames.<sup>(18)</sup>

O gerador de raio X do mamógrafo é semelhante ao gerador de raio X convencional em termos de função e design, as diferenças estão na tensão fornecida, no espaço de compensação e no circuito, onde se utiliza controladores automáticos de exposição, encontram-se depois do recetor de imagem, de maneira a minimizar a distância entre este e a mama. Estes controladores são constituídos por um sensor de radiação e um amplificador

que permite controlar a exposição. O sensor consiste numa câmara de ionização simples ou em série de 3 ou mais díodos semicondutores, medindo os fótons de raio X transmitidos através da mama, da grelha anti-difusora, se existir, e do recetor de imagem. <sup>(19)</sup> Para além disto permitem estimar a qualidade do feixe de radiação X que atravessa a mama, através do uso de diferentes filtros existentes. Desta forma, é possível estimar a composição da mama e seleccionar a combinação ânodo/filtro mais adequada, programas já pré-definidos. <sup>(18)</sup>

Estudos mostram que a energia dos raios X ideal para alcançar o melhor contraste do objeto em estudo com a menor dose de radiação seria um feixe monoenergético entre 15 a 25 keV, dependendo também da composição e espessura da mama. As componentes de menor energia que compõem o espectro contribuem apenas para um aumento da dose na mama, não contribuindo assim para o melhoramento da qualidade na imagem, sendo que a alta energia dos raios X provoca uma diminuição no contraste da imagem. 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). <sup>(19)</sup>

O Molibdénio (Mo), Rutênio (Ru), o Ródio (Rh), o Paládio (Pd), a Prata (Ag) e o Tungsténio (W) geram raios X característicos desejáveis para a mamografia. O Mo e o Rh são bastante utilizados em mamografia, isto porque produzem picos de radiação X característica de 17,5 – 19,6 keV no caso do Mo e 20,2 – 22,7keV quando se trata do Rh. Utilizando um filtro apropriado, as características do espectro podem ser modificadas adequando-se às características da mama de cada paciente. O intervalo de energia mais adequado está compreendido entre 14 e 25 keV. <sup>(19)</sup>

A escolha da combinação ânodo/filtro representa um papel fundamental na formação do espectro de mamografia. Esta combinação mesmo que o elemento do alvo reduza a componente de baixa e alta energia do espectro de raio X permite a transmissão da radiação X característica. Existem diversas combinações ânodo/filtro, as mais comuns são Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh e W/Rh, o filtro apropriado é escolhido de forma a obter o espectro adequado de

emissão compatível com o recetor de imagem utilizado e com as características dos pacientes. <sup>(18)</sup>

A atenuação dos filtros diminui com o aumento da energia dos raios X fornecendo uma janela de transmissão de fótons de radiação X característica e de travagem. Um aumento abrupto do coeficiente de atenuação ocorre apenas acima da camada K, o que significa que ocorre redução da energia de travagem dos fótons mais elevados do espectro. <sup>(19)</sup> Quando se utiliza um ânodo de molibdénio o recomendado é utilizar-se uma filtração de 30µm de molibdénio ou 25µm de ródio, estas

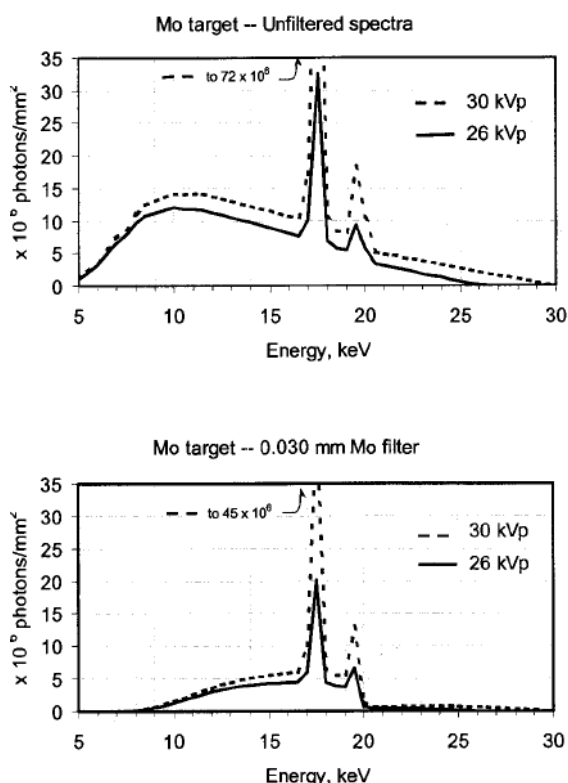


Figura 9: Espectros de raio X de Mo, antes e depois da filtração de 30µm de Mo, in Bushberg <sup>(19)</sup>

combinações fornecem os raios X característicos necessários para obter uma imagem com o espectro de emissão de raio X de forma doseada. <sup>(18)</sup> A figura 9 mostra os espectros de raio X, antes e depois da filtração de Mo com 30µm de Mo, a 26 e 30 kVp. A combinação entre o alvo de Mo e 25µm de Rh é frequentemente utilizada em mamas mais

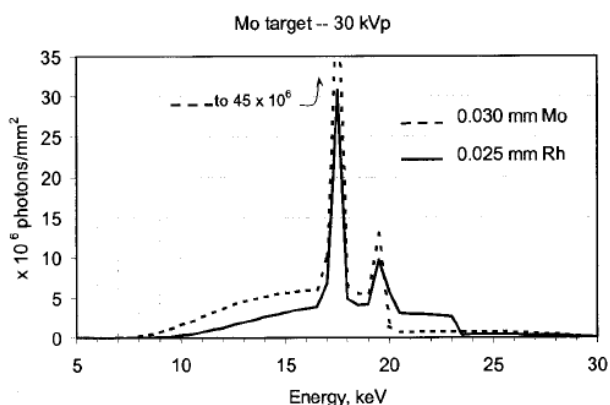


Figura 10: Combinação Mo/Mo e Mo/Rh, in Bushberg <sup>(19)</sup>

espessas e densas, esta combinação produz uma maior energia eficaz comparando com a combinação Mo/Mo, permitindo a transmissão de fótons de raios X entre os 20 e 23 keV. <sup>(19)</sup>

Se o ânodo for de Rh deve aplicar-se uma filtração de 25µm de Rh, esta combinação permite obter raios X de alta qualidade com maior poder de

penetração, utilizado em mamas volumosas e densas. <sup>(18)</sup> Esta combinação gera uma energia de radiação X característica mais elevada de 20,2 e 22,7 keV, como se pode visualizar na figura 11. <sup>(19)</sup>

Como se pode também visualizar através da figura 11, um filtro de Mo com um alvo de Rh (Rh/Mo) nunca deve ser utilizado, uma vez que a alta atenuação da camada K do filtro de Mo ocorre na energia característica do Rh.

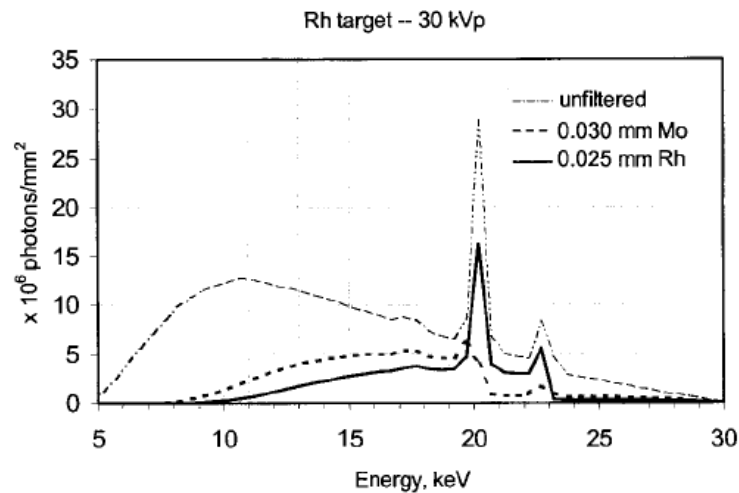


Figura 11: Combinação Rh/Mo e Rh/Rh, in Bushberg <sup>(19)</sup>

Na figura 12 pode observar-se alvos de tungstênio utilizados com filtros de Mo e Rh também são usados em alguns aparelhos de mamografia. O aumento da eficiência da produção da radiação de bremsstrahlung em relação ao Mo e Rh é superior, porém sem qualquer radiação característica, isto porque os raios X característicos, visualizados na camada L não apresentam qualquer valor para estudos mamográficos devido à sua energia de

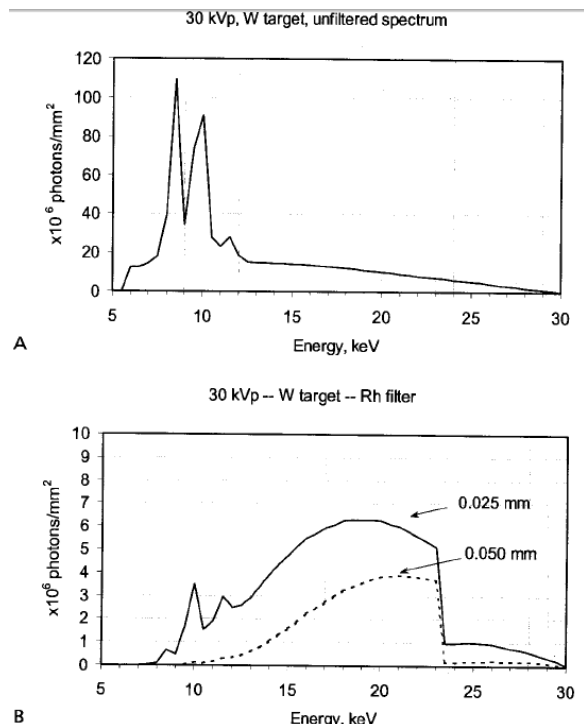


Figura 12: A- Alvo de tungstênio sem filtração; B- Combinação W/Rh, in Bushberg <sup>(19)</sup>

demasiado baixa para penetrar a mama, estes fótons são absorvidos e contribuem apenas para aumentar a dose

absorvida pelo paciente. Assim estas características exigem uma espessura do filtro de 50 $\mu$ m de Rh comparando com os 25 $\mu$ m utilizados com alvos de Mo e Rh. <sup>(19)</sup> Os raios X úteis para favorecer a absorção diferencial do tecido mamário e elevar ao máximo o contraste radiográfico estão compreendidos no intervalo entre 20 a 30 keV. <sup>(18)</sup>

Os raios X de travagem produzem-se mais facilmente em átomos com número atômico elevado, ao contrário da radiação X característica da camada K do Mo e Rh que contêm uma energia que corresponde à energia de ligação entre os eletrões, e é justamente neste intervalo que se situam as energias mais eficazes para a obtenção de imagens mamográficas. A discrepância entre os espectros deve-se ao facto do Molibdénio possuir o número atômico 42 e o Ródio 45 comparando com o número atômico de 74 do Tungsténio, bastante mais elevado. <sup>(18)</sup>

A espessura hemi-redutora (HVL) do feixe de raio X em mamografia é da ordem de 0,3 – 0,45mm de Al para os kVp e combinações ânodo/filtro utilizados. Em geral o HVL aumenta com o aumento dos kVp, com o aumento do número atômico das combinações ânodo/filtro, dependendo também da espessura da mama em compressão. Para uma combinação Mo/Mo a 30kVp o HVL é de 0,35mm de Al, isto corresponde a um HVL no tecido mamário de aproximadamente 1 a 2cm. Na tabela 1 pode visualizar-se as *guidelines* da ACR que recomendam um HVL máxima com base na combinação ânodo/filtro. <sup>(19)</sup>

Tabela 1 - Valor de HVL recomendado para estas combinações, in Bushberg <sup>(19)</sup>

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

A dimensão focal, é um fator de máxima importância em mamografia devido à necessidade de se obter imagens com a máxima resolução espacial. Geralmente, as ampolas utilizadas em mamografia dispõem de 2 pontos focais (foco fino e foco grosso) com dimensões 0,1 e 0,3mm. Para além do tamanho

do ponto focal, é ainda necessário ter em atenção a sua forma. Geralmente, as imagens com a melhor resolução espacial são obtidas com pontos focais de forma circular. <sup>(18)</sup> A colimação em muitos equipamentos é automática e apresenta o tamanho do recetor de imagem. O campo de luz visível deve estender-se desde o bordo da parede torácica, sem cortes, no campo de imagem do recetor. <sup>(19)</sup>

O dispositivo de compressão para além de imobilizar a mama evitando os artefactos de movimento, permite também aumentar a uniformidade da sua espessura levando à formação de imagens com melhor densidade ótica e maximização da resolução espacial devido à distância objeto-detetor, sem falar na redução da dose recebida pelo paciente devido à diminuição da radiação difusa. <sup>(18)</sup>

O uso de grelhas anti-difusoras em mamografia permite maximizar o contraste, fazendo no entanto com que seja necessário aumentar a dose recebida pelo paciente. As grelhas anti-difusoras utilizadas em mamografia podem ser feitas de outros materiais sem ser de chumbo, por exemplo, cobre, deixando os interceptos com ar, ao invés de os preencher com alumínio ou material plástico. <sup>(18)</sup>

## 2.6 Sistema de detecção de imagem

A obtenção de imagens radiológicas convencionais utilizando sistemas filme/ecrã, obtidas através de processamento químico das imagens é usada há mais de 100 anos. No entanto, desde a descoberta dos raios X em 1895 os avanços no uso da computação em imagens radiográficas, nos últimos 30 anos, trouxeram novos formatos radicalmente diferentes das imagens médicas, chamadas imagens digitais. A projeção de imagens refere-se à aquisição de uma imagem bidimensional da anatomia do paciente em três dimensões. A radiografia é um procedimento de imagem de transmissão de raios X que emergem do tubo da ampola, que se encontra dirigido para o corpo do paciente. O tubo de raios X emite uma distribuição relativamente uniforme de raios direcionada ao paciente. Após a distribuição homogênea interagir com a anatomia do paciente, o detetor regista a distribuição de raios X, levando à formação da imagem.<sup>(19)</sup>

A radiografia digital, que envolve um método direto de conversão, em que um detetor tanto captura como converte a imagem em formato digital. Este detetor digital, por vezes denominado recetor de painel de plano, substitui o chassi de imagem e o leitor de imagem usados na RC.<sup>(2)</sup> Estas tecnologias baseiam-se na transformação das imagens analógicas convencionais em formato digital, processamento dos dados digitais e visualização das imagens em modo computacional. Quando se usam tecnologias digitais os raios X definem uma imagem eletrónica no detetor, esta pode ser manipulada através do computador, armazenada temporariamente e apresentada na forma de uma matriz de intensidades.<sup>(18)</sup>

Em radiologia digital os detetores utilizados são chamados de detetores de cintilação, constituídos por um cristal geralmente de NaI(Tl) que emite eletrões quando um fóton X interage com ele. Este eletrão vai provocar múltiplas excitações de outros átomos do cristal. Estes átomos, ao regressarem ao estado fundamental, emitem radiação na banda do visível, a qual vai ser dirigida para o fotocátodo, um elétrodo especial, colocado posteriormente em relação ao cristal, o qual vai emitir eletrões ao ser atingido por fótons. Junto ao fotocátodo encontra-se uma matriz de tubos fotomultiplicadores. Os eletrões produzidos no fotocátodo vão ser acelerados por um dado fotomultiplicador

(PTM), através da aplicação de sucessivas d.d.p. entre uma série de elétrodos, chamados dínodos. Cada vez que um elétron embate num dínodo, liberta outros elétrons, e no final é obtido um sinal elétrico mensurável. Combinando os sinais provenientes de diferentes PTM's vizinhos, é possível determinar o local onde ocorreu a interação do fóton X com o cristal, isto é conseguido à custa de uma matriz especial que liga os PTM's a amplificadores soma.<sup>(18)</sup>

A mamografia apresenta alguns dos maiores desafios para os detetores digitais, devido à alta resolução espacial necessária para detetar e caracterizar microcalcificações.

## 2.7 Qualidade de Imagem

Existem diversos fatores que afetam a avaliação de imagens radiográficas digitais, sendo os principais descritos sucintamente a seguir.

O brilho definido como a intensidade da luz apresentada pelos pixels individualmente na imagem do monitor. Pode ser descrito como o grau de enegrecimento da imagem processada, sendo que quanto maior a densidade, menor será luz que atravessa a imagem. Os sistemas de imagem digital estão projetados para apresentar eletronicamente o brilho ideal da imagem numa ampla margem de fatores de exposição. O brilho encontra-se sob controle de um programa de processamento digital pré-definido. Desta forma ao contrário da relação linear entre o mAs e a densidade da imagem no filme/ecrã, as alterações da corrente não apresentam um efeito controlador sobre o brilho da imagem digital. Sendo importante observar que apesar da densidade de uma imagem em filme não poder ser alterada, o brilho de uma imagem digital após exposição pode ser ajustado. <sup>(2)</sup>

O contraste é definido como a diferença de brilho entre as áreas mais claras e mais escuras de uma imagem, sendo que a resolução do contraste se refere à capacidade do sistema distinguir tecidos similares. Os sistemas de imagem digital são desenvolvidos para apresentar eletronicamente o contraste ideal da imagem, em que o contraste é modificado pelo processamento digital recorrendo a algoritmos discretos, ao contrário do filme/ecrã onde a tensão aplicada é o fator de controle no contraste da imagem. Este fator também pode ser ajustado devido à capacidade de pós-processamento da imagem digital. <sup>(2)</sup>

A resolução é mais um dos fatores que afetam a qualidade de imagem digital, combina fatores tradicionais como o tamanho do ponto focal, fatores geométricos, movimentação do paciente e, igualmente importante, a dimensão do pixel de aquisição. Para além do tamanho do pixel a resolução é controlada pela matriz de visibilidade e depende da capacidade de visibilidade do monitor de imagem. <sup>(2)</sup>

A distorção, definida como a representação inadequada do tamanho ou da forma do objeto projetado. É importante observar que nenhuma imagem radiográfica reproduz o tamanho exato do corpo exposto, isto porque existe sempre algum grau de ampliação e/ou distorção em resultado da distância

objeto-detetor e da divergência do feixe de raio X. No entanto esta distorção pode ser controlada utilizando uma distância filme-detetor correta, minimizando a distância objeto-detetor e assegurando que o objeto em estudo e o raio central se encontram alinhados. <sup>(2)</sup>

O índice de exposição, também conhecido por valor de sensibilidade, é o valor numérico que representa a exposição da imagem captada pelo recetor, este índice é dependente da intensidade da radiação que chega ao detetor, calculado a partir do efeito do mAs, kV, área total irradiada do detetor e dos objetos expostos. Dependendo do fabricante e da tecnologia utilizada para calcular este valor, o índice de exposição registado em cada exposição é direta ou indiretamente proporcional à radiação que atinge o recetor de imagem. <sup>(2)</sup>

O ruído é definido como a alteração aleatória que obscurece ou reduz a claridade, na imagem é apresentado como uma aparência granulada. Nas imagens digitais é descrito como o conceito de relação sinal-ruído, onde a quantidade de fótons que atinge o detetor pode ser considerada como sinal e outros fatores que afetam negativamente a imagem final, classificados como ruído. O desejável é uma relação sinal-ruído (RSR) elevada, onde o sinal é maior que o ruído, de forma a demonstrar estruturas e tecidos moles de baixo contraste, quando isto não acontece o alto ruído escurece os detalhes dos tecidos moles e evidencia uma imagem granulosa. <sup>(2)</sup>

O termo qualidade radiológica refere-se à fidelidade com que o órgão estudado é representado na imagem radiológica. O estudo da qualidade de imagem procura identificar e compreender os efeitos dos múltiplos fatores que afetam o registo da imagem nas estruturas e a visibilidade do filme. Sendo o controlo de qualidade um conjunto de operações de rotina realizadas com o objetivo de manter e melhorar a qualidade de imagem. <sup>(20)</sup>

Existem também testes destinados a avaliar a qualidade da imagem obtida numa situação de exame recorrendo a fantasmas especialmente concebidos para mamografia e que permitem avaliar a qualidade de imagem do sistema. Nestes testes, pretende-se avaliar diversos parâmetros como o limiar de contraste de visibilidade. <sup>(20)</sup> O fantoma é um dispositivo que simula uma mama e permite detetar mudanças na qualidade de imagem, verificar a adequação dos níveis de referência e comparar com valores obtidos noutras instituições. Este foi concebido de acordo com Diretrizes Europeias de modo a garantir

a qualidade do diagnóstico, designado para ser utilizado de forma rápida e simples fornecendo uma verificação contínua do desempenho da imagem, neste caso permitiu-nos avaliar o diâmetro dos detalhes, desde 2,00 a 0,10mm possibilitando avaliar cada partícula detetada com o valor de contraste inferior ao estabelecido como aceitável pelas Diretrizes Europeias.<sup>(21)</sup>

## 2.8 Níveis de Referência da Dose em Mamografia

Os níveis de referência de diagnóstico aplicam-se à exposição de pacientes à radiação em procedimentos realizados para fins de imagens médicas. Na prática, estes valores são selecionados com base num ponto percentual da distribuição observada de doses a pacientes ou a um paciente de referência. Os valores devem ser selecionados por organizações profissionais em conjunto com as autoridades nacionais de saúde e de proteção radiológica, e analisados em intervalos que representem um compromisso entre a estabilidade e as mudanças necessárias a longo prazo na distribuição da dose observada. Os níveis de referência de diagnóstico são utilizados na medicina para indicar se em alguns procedimentos, os níveis de dose do paciente ou produtos administrados para um exame de imagem específico são invulgarmente altos ou baixos para esse procedimento. Se assim for, a revisão local deve ser iniciada e determinar se a proteção foi adequadamente otimizada ou se é necessária uma ação corretiva. O nível de referência de diagnóstico deve ser expresso em doses mensuráveis para um procedimento específico. Programas de rastreio, como a mamografia em mulheres assintomáticas na população geral, podem requerer diferentes níveis de referência no uso clínico de semelhantes métodos. Em princípio, pode ser possível escolher um nível inferior para permitir uma qualidade de imagem suficientemente boa para um correto diagnóstico. No entanto, estes níveis de referência de diagnóstico são difíceis de definir, pois existem outros fatores que também influenciam a qualidade da imagem. <sup>(7)</sup>

Os níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico. São também uma forma de investigação e devem ser relativos apenas a tipos comuns de exames de diagnóstico e a tipos de equipamentos amplamente definidos. <sup>(22)</sup>

Na Segunda edição do Documento de Critérios de Qualidade em 1990, foi estabelecido o valor de 7,0 mGy de dose na superfície de entrada para uma espessura da mama comprimida de 4,5cm em mamografia. Este valor foi baseado no terceiro quartil obtido em 1989 numa pesquisa realizada em 30 centros britânicos. <sup>(23)</sup> Em 1991, uma avaliação foi realizada com o intuito de verificar a adequação do Documento de Critério de Qualidade. Foram

estudadas 10 imagens de pacientes com espessura de mama comprimida entre 4 e 6cm. Dentre os resultados obtidos para a incidência crânio-caudal, o valor médio da Kerma foi de 7,0mGy comparado com outras instituições participantes. Com os resultados desta avaliação, um novo valor de referência foi adotado, 10 mGy para 5cm de espessura da mama comprimida, o qual foi publicado pela Comissão Europeia em 1996. <sup>(21)</sup> Baseado essencialmente no Documento de Critério de Qualidade, o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia recomendou o valor de 10 mGy para kerma no ar na superfície de entrada como valor de referência para pacientes. <sup>(24)</sup>

Fundamentado em estudos realizados pelos Padrões Internacionais de Segurança Básicos foi também estabelecido como nível de referência em exames mamográficos, o valor de 10 mGy para dose de entrada da pele, para uma mama comprimida de 4,5cm de espessura, composição 50% adiposa e 50% glandular, incidência crânio-caudal e combinação alvo/filtro Mo/Mo. <sup>(14)</sup>

## 2.9 Grandezas Dosimétricas

A dose é a quantidade de energia depositada num material, sendo as grandezas associadas à proteção, a dose absorvida, a dose equivalente e a dose efetiva. Os conceitos de dose não devem ser confundidos com as definições de unidades de medida da radiação, embora se possa estabelecer uma estreita correlação entre elas. A dose tem um conceito prático, as unidades de medida da radiação são definidas a partir dos efeitos físicos e físico-químicos que se produzem nos meios expostos às radiações. A quantidade de radiação exposta é normalmente expressa em Gy.<sup>(19)</sup>

A dose absorvida indica a energia absorvida num determinado material, ou seja, calcula a energia depositada pela radiação ionizante por unidade de massa num órgão ou tecido sendo a diferença entre a energia incidente e a energia que sai desse mesmo ponto, a quantidade de radiação que deposita uma energia de 1 joule por cada quilograma da massa do material, é calculada através da expressão,  $D = dE / dm$ , sendo dE o valor previsto da energia depositada no elemento de massa dm. A unidade (SI) é o J/kg = 1 gray = 1 Gy.<sup>(19)</sup>

A dose equivalente expressa na seguinte equação,  $HT = \sum W_r \cdot D_{tr}$  representa a dose absorvida média num determinado órgão ou tecido, ponderada pelo tipo de radiação incidente. Os fatores de peso,  $w_r$  foram selecionados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) para representar os valores da eficácia biológica relativa da radiação na indução de efeitos biológicos para baixas doses e baixas taxas de dose. Estes fatores dependem do tecido ou órgão irradiado e são válidos para irradiação interna ou externa. A unidade de dose equivalente é o J/kg = 1 sievert = 1 Sv.<sup>(19)</sup>

A dose efetiva é a soma de todas as doses equivalentes em todos os órgãos e tecidos do corpo, calculada a partir da equação,  $E = \sum T W_T \cdot HT$ , onde HT é a dose equivalente média no tecido ou órgão e  $W_T$  é o fator de peso do tecido. Esses fatores são independentes do tipo e da energia da radiação existente ou incidente no corpo. É de realçar que a dose efetiva é utilizada em proteção radiológica, incluindo a avaliação de riscos em termos gerais. Ela fornece uma base para estimar a probabilidade do efeito estocástico apenas para dose

absorvida muito abaixo do limiar para efeito determinístico. Para estimar as consequências prováveis na exposição de uma pessoa ou grupo deve ser usado a eficácia biológica relativa e os coeficientes de probabilidade relacionados a essa pessoa ou grupo. A unidade de dose efetiva é o  $J/kg = 1 \text{ sievert} = 1 \text{ Sv}$ .<sup>(19)</sup>

### **2.9.1 Dosimetria em Mamografia**

A avaliação da dose constitui um importante parâmetro nos programas de controlo de qualidade e na proteção tanto do doente como dos Profissionais de Saúde, em termos de dose recebida. Estas doses podem ser medidas utilizando uma amostra de pacientes ou simuladores mamográficos. A Kerma na superfície de entrada e a dose glandular média são descritas sucintamente a seguir.

#### ***Kerma na Superfície de Entrada***

Num exame radiológico é possível determinar diversas doses diferentes para o paciente, sendo a exposição da pele, na região do corpo primeiramente atingida, a mais frequente, também chamada de exposição à entrada na pele. A dose na pele é o valor mais elevado de todas as doses, porém tem um menor significado em termos biológicos porque conforme a radiação atravessa o corpo, em direção ao recetor de imagem, a sua intensidade diminui várias centenas de vezes. As doses médias para órgãos específicos são úteis na estimativa da possibilidade de esses órgãos desenvolverem cancro devido à radiação.<sup>(2)</sup>

A dose à entrada da pele aquando de uma exposição Radiológica é medida através de um sensor semicondutor ou câmara de ionização, sendo este um importante parâmetro na avaliação da dose recebida pelo paciente durante a exposição radiográfica. Esta grandeza física foi identificada pela União Europeia que pode ser utilizado como um nível de referência de diagnóstico, na esperança de otimização da dose por paciente.<sup>(25)</sup> A medição da kerma na superfície de entrada (ESAK) deve ser realizada sempre de modo a reproduzir

as mesmas condições e as medidas são realizadas posicionando o sensor semicondutor no simulador de mama padrão de espessura de 4,5cm ou utilizando uma câmara de ionização posicionada no suporte de mama ao lado do simulador de mama padrão para a leitura da ESAK no ar incidente. O sensor deve ser previamente calibrado para energias representativas em termos de ESAK no ar. O compressor deve ser utilizado para reproduzir com maior fidelidade as condições de exames. A imagem radiográfica é obtida para verificar se todo o sistema se encontra ajustado de modo a produzir imagens com o contraste adequado.<sup>(26)</sup>

### ***Dose Glandular Média***

Existe mais de um método que permite medir a dose glandular média (MGD) neste trabalho foi utilizado o método de Dance, este partiu do princípio que, apesar da dificuldade de se medir a dose glandular na mama diretamente, era importante fazê-lo. Para isto, seria necessário utilizar fatores de conversão que relacionassem a kerma no ar incidente na mama em dose absorvida.

Utilizando o cálculo de Monte Carlo, obteve-se os fatores de conversão para uma grande faixa de espectros de raios X, incluindo o espectro filtrado da camada K, tanto para alvos de tungstênio como para os de molibdênio. Considerando uma mama padrão de 4,5cm de espessura em formato semi-circular, com raio de 8cm, uma composição de 50% de tecido adiposo / 50% glandular e 0,5cm de tecido adiposo externo. As medidas de Kerma foram consideradas sem retro-dispersão, com o compressor, e a espessura hemi-redutora.<sup>(27)</sup>

A dose glandular média é a dose média absorvida pelo tecido mamário, calculada recorrendo à seguinte expressão,  $MGD = kgcs$  quando da utilização de simuladores de mama PMMA com espessura de 4,5cm. Em que o fator k é a kerma na superfície de entrada, com ausência de dispersão. O fator g é o fator de conversão do kerma incidente na mama, em dose glandular média, para 50% de glandularidade. O fator c é o fator de correção para diferentes composições da mama com glandularidades diferentes de 50%. O fator s é o fator que corrige para diferenças no espectro. Na sua publicação Dance et al. são visualizados valores de g, c e s para algumas espessuras de mama,

associados à HVL e a algumas glandularidades da mama. É sugerido que interpolações lineares sejam feitas em caso de parâmetros diferentes daqueles tabelados. <sup>(27)</sup>

Como o fator de conversão é essencialmente dependente da HVL da radiação incidente e da espessura da mama comprimida, as diferenças existentes nos valores para várias combinações alvo/filtro, são pequenas (até 5%) comparadas com a exatidão estimada de aproximadamente 30% na determinação da dose glandular média. A dose glandular média diminui com o aumento da espessura da mama, para qualidade do feixe constante e mesma composição da mama, isto ocorre porque o feixe é atenuado rapidamente e os tecidos glandulares mais afastados da entrada da dose na pele recebem muito menos dose na mama quando esta é mais espessa. <sup>(28)</sup>

Uma dose glandular média entre 1,3 e 1,5mGy são comuns num estudo da mama com 4cm de espessura, sendo portanto uma dose muito mais alta que para a maioria das restantes partes do corpo, comparativamente à radiologia convencional, isto devido ao facto de se utilizar uma energia relativamente baixa. <sup>(2)</sup>

## 2.10 Efeitos da Radiação Ionizante

Os efeitos da radiação podem ser efeitos físicos, químicos e biológicos e podem manifestar-se após períodos que variam entre segundos ou décadas verificando-se neste intervalo o período de latência. Esta diferença deve-se a alguns fatores que podem influenciar a resposta à radiação, alguns destes fatores devem-se ao facto de doses elevadas provocarem, geralmente, mais danos biológicos. No entanto, uma dose elevada pode provocar um dano reduzido se for absorvida durante um intervalo de tempo longo. Também os efeitos relacionados com uma determinada dose são muito menores quando essa dose é fracionada e recebida em pequenas quantidades ao longo do tempo, uma vez que os mecanismos de reparação das células podem entrar em ação entre uma dose e outra. Identicamente o nível de oxigenação das células modifica a resposta à radiação, células pouco oxigenadas exibem menores danos biológicos o que se teoriza devido ao facto da formação de radicais livres durante a radiólise exigir a presença de oxigénio. Igualmente em estados precoces (embrião/feto) existe uma elevada radiosensibilidade, esta decresce até se atingir a idade adulta, mantendo-se até à 3ª idade, podendo aumentar novamente para pessoas de longa longevidade. A interação da radiação com os cromossomas também pode provocar algumas alterações no DNA. É, também, conhecido que o dano provocado nas células quando estas se encontram em processo de divisão é maior, tornando portanto estes tecidos e órgãos mais radiosensíveis que outros constituídos por células que pouco ou nunca se dividem. <sup>(6)</sup>

A interação da radiação com as estruturas celulares pode ser direta ou indireta. Quando o material biológico é irradiado *in vivo* são produzidos efeitos nocivos da radiação devido aos danos induzidos em moléculas particularmente sensíveis, como o DNA, o RNA, enzimas, proteínas estruturais. Se a exposição afetar estas moléculas, o efeito produzido é direto, estes efeitos devem-se à ionização da molécula do alvo. Em certos casos os danos biológicos podem não ser fatais, permitindo a reparação da célula. Se o dano ocorrer no DNA, pode surgir uma mutação genética, passando para as futuras gerações da célula. <sup>(18)</sup>

As interações indiretas ocorrem por radiólise da água, onde o elétron libertado pode recombinar-se com o  $\text{HOH}^+$  ou então juntar-se a uma molécula de água não ionizada, criando um radical livre,  $\text{HOH}^\bullet$ . Estas moléculas de  $\text{HOH}^\bullet$  são quimicamente instáveis e tendem a separar-se em  $\text{OH}^-$  e num radical livre de hidrogénio,  $\text{H}^\bullet$ . Os radicais  $\text{H}^\bullet$  tendem a combinar-se com o oxigénio formando radicais de hidroperóxil, os quais podem provocar um dano biológico, ou separar-se em peróxido de hidrogénio e oxigénio. O ião  $\text{HOH}^+$  pode interagir com outra molécula de água, criando um radical hidroxilo,  $\text{OH}^\bullet$  e  $\text{H}_3\text{O}^+$ , ou pode separar-se num ião de hidrogénio e num radical hidroxilo. Nestes dois casos, os radicais hidróxilo podem combinar-se com outros radicais hidróxilo, formando peróxido de hidrogénio  $\text{H}_2\text{O}_2$ . Os danos biológicos são provocados, geralmente, pelo  $\text{H}_2\text{O}_2$  resultante destes dois processos. <sup>(18)</sup>

Não é possível identificar a causa do dano sobre a molécula alvo, quando se trata de efeitos diretos ou indiretos. Contudo, como 80% do corpo humano é constituído por água, deduz-se que a ação principal da radiação nos seres humanos é indireta, no geral admite-se que mais de 95% dos efeitos da radiação *in vivo* são efeitos indiretos. Quando existe oxigénio, como ocorre em tecidos vivos, os efeitos indiretos aumentam devido à formação dos radicais livres. <sup>(18)</sup>

Os efeitos biológicos da radiação para fins de proteção radiológica são classificados em estocásticos e determinísticos. No caso da mamografia são os efeitos estocásticos que causam maior preocupação. Estes efeitos são aqueles cuja probabilidade de ocorrência surge em função da dose, não existindo limiar, como é o caso do cancro. Assim, para qualquer indivíduo irradiado há uma probabilidade de que certos efeitos atribuíveis à radiação se manifestem, mas só depois de um período de tempo longo. Existe uma baixa probabilidade de existir um efeito para doses pequenas, sendo maior para doses mais elevadas. No entanto, mantêm-se ambos improváveis. Estes efeitos não têm limiar. Exemplos: efeitos hereditários e carcinogénicos. <sup>(29)</sup>

## 2.11 Proteção Radiológica

A proteção radiológica, também denominada radioproteção, é um conjunto de medidas que visam proteger o homem, seus descendentes e meio ambiente contra possíveis efeitos causados pela radiação ionizante. <sup>(22)</sup> Tendo os efeitos biológicos das radiações constituído ao longo do tempo uma preocupação permanente, tem-se procurado minimizar esses efeitos, com a diminuição das doses absorvidas, aperfeiçoando os equipamentos e materiais utilizados em todos os procedimentos radiológicos. <sup>(6)</sup>

Segundo documentado no DL222/2008 artigo 4.º, pode verificar-se que o limite de dose efetiva para trabalhadores expostos é fixado em 100mSv por um período de cinco anos consecutivos, na condição desse valor não ultrapassar uma dose efetiva máxima de 50mSv em cada ano. E ainda um limite de dose equivalente para o cristalino fixado em 150mSv por ano, para a pele fixado em 500mSv, aplicando-se a uma dose média numa superfície de 1cm<sup>2</sup> independentemente da área exposta e nas extremidades o limite de dose equivalente encontra-se fixado em 500mSv por ano. <sup>(30)</sup>

Os limites de dose referentes a membros do público podem são indicados no mesmo DL, no artigo 5.º, sendo o limite de dose efetiva para estes fixado em 1mSv por ano, sendo que pode ser excedido num determinado ano, desde que a dose média ao longo de cinco anos consecutivos não exceda 1mSv por ano. Em termos de dose equivalente o limite para o cristalino é fixado em 15mSv por ano e na pele o limite é fixado em 50mSv por ano, aplicando a uma dose média numa superfície de 1cm<sup>2</sup> independentemente da área exposta. <sup>(30)</sup>

A exposição ocupacional associada à mamografia é baixa, devido à utilização de baixa tensão, resultando numa diminuição da radiação dispersa. Raramente uma sala utilizada estritamente para mamografia requiere proteção de chumbo da mesma, apenas é utilizada uma barreira de proteção colocada entre o técnico e o paciente. <sup>(17)</sup>

O princípio ALARA determina que a dose deve ser mantida tão baixa quanto razoavelmente possível, princípio que deve ser seguido por todos os Técnicos de Radiologia e pode ser alcançado seguindo diferentes práticas como uma correta seleção da técnica e adoção de um correto posicionamento para o paciente, cumprimento de práticas adequadas de blindagem, colimação do

feixe, utilização adequada de filtros e utilização de amplificadores de imagem. Deve ser evitada a repetição de exames, deve existir uma minimização do tempo de exposição, maximização da distância à fonte, otimização da blindagem de proteção e otimização da imagem. <sup>(2)</sup> Para além da otimização outra forma de minimizar a exposição do paciente na mamografia é o posicionamento cuidadoso e preciso, que minimiza a necessidade de repetições. Uma das principais causas da repetição é a falta de comunicação entre o técnico e o paciente, para evitar que isto aconteça é necessário explicar ao doente todo o procedimento em geral. O descuido no posicionamento e na seleção incorreta dos fatores de exposição também são causas comuns de repetição de exames. As condições de exposição devem ser as mais adequadas a cada tipo de paciente. Portanto o Técnico de Radiologia deve conhecer os efeitos de diversas combinações de exposição sobre a dose para cada paciente. <sup>(6)</sup>

Na mamografia a kerma à superfície de entrada na pele de 8,0 a 9,0mGy e uma dose glandular média de 1,2 a 1,5mGy são comuns, numa mama com espessura de 4cm, sendo a MGD aproximadamente 15% da ESAK, figura 13. O motivo da dose relativamente alta para as mamografias é a utilização de kVp muito baixos (25 a 30 kVp) e a mAs muito elevados. <sup>(17)</sup>

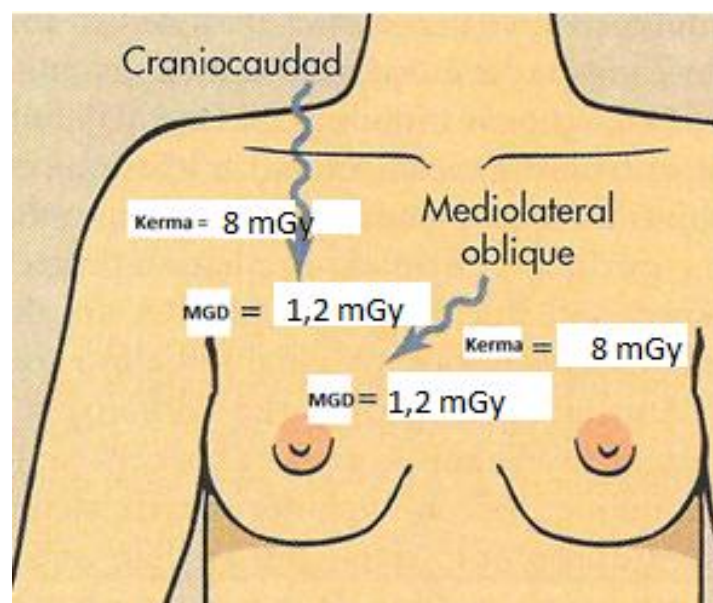


Figura 13: ESAK e MGD nas duas incidências básicas de mamografia, in Bushong <sup>(17)</sup>



### 3. Metodologia e Materiais

O estudo foi realizado no 3º Semestre do mestrado RAtES com a colaboração de um Hospital na zona de Lisboa, recorrendo ao Serviço de Mamografia onde foi utilizado o *Mammomat Siemens Inspiration* que se encontra abrangido por um programa de controlo da qualidade, garantindo assim um correto funcionamento do equipamento.

O mamógrafo digital direto permite uma aquisição direta de imagens utilizando computadores e detetores específicos para obter a imagem digital da mama. Os processos de aquisição, exposição e armazenamento são realizados separadamente e podem ser aperfeiçoados. Além disto, a análise das imagens digitais a partir de monitores de alta resolução permite realizar processamentos que podem melhorar as imagens, recorrendo a algoritmos específicos. A diferença fundamental consiste portanto na substituição do sistema filme/ecrã por um detetor digital que atua diretamente no controlo de parâmetros de aquisição, proporcionando rapidez, simplicidade e qualidade constante. Sendo o detetor mais eficiente na absorção do raio X, comparando com o sistema anterior, a imagem formada apresenta um menor ruído, logo maior qualidade de imagem.<sup>(2)</sup> As principais vantagens são maior quantidade de informação por imagem, eliminação do sistema filme/ecrã e respetivos custos de processamento, diminuição do tempo na obtenção de imagem, possibilidade de manipulação da imagem através de tecnologias como os CAD e a interpretação à distância do exame, telerradiologia, diminuindo assim a necessidade de repetição do exame e conseqüente redução da dose recebida pelo doente e do desconforto da compressão da mama. Permite ainda o arquivo eletrónico das imagens, reduzindo assim o espaço necessário para o arquivamento destas. A sua principal desvantagem é o elevado custo para aquisição e manutenção do equipamento.<sup>(2)</sup>

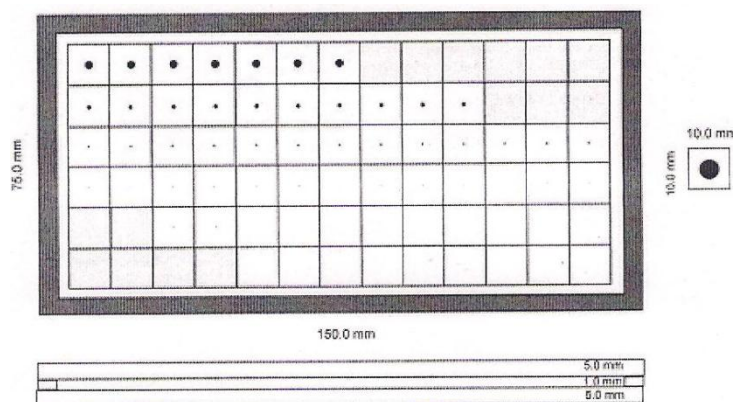


Figura 14: Limiar de Contraste do Leeds Test Object, in Quality Determinants of Mammography Guideline<sup>(35)</sup>

Tabela 2 - Valores de Contraste do detalhe visualizado para o fantoma DMAM<sup>(35)</sup>

Detalh Dia (mm)	Contrast (%)												
	0.489	0.733	0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.560	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56
2.00	0.489	0.733	0.978	1.467	1.950	2.900	4.000						
1.00	0.489	0.733	0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.560	7.030	10.84			
0.50	0.489	0.733	0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.560	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	5.560	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56
0.16			0.978	1.467	1.950	2.900	4.000	5.560	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56
0.10					1.950	2.900	4.000	5.560	7.030	10.84	15.02	20.28	27.56

Para realização do trabalho foi necessário recorrer ao fantoma de simulação de uma mama com 4.5cm da Leeds Test Objects modelo DMAM para se proceder à verificação de qual das diferentes combinações de kV, mAs e ânodo/filtro se adequa aos critérios mínimos de visualização estabelecidos utilizando uma menor dose. O fantoma permite avaliar a qualidade da imagem em termos de contraste e verificar a adequação dos níveis de exposição. Foi colocado entre as placas que o constituem, a 2cm do recetor de imagem alinhado com o seu bordo torácico e comprimido com o compressor, como pode visualizar a partir da figura 15. O fantoma foi concebido de acordo com Diretrizes Europeias de modo a garantir a qualidade do diagnóstico, designado para ser utilizado de forma rápida e simples fornecendo uma verificação contínua do desempenho da imagem. É constituído por blocos de teste Standard de PMMA com 6 placas de 10.0+/-1%mm e 2 com 5.0+/-1%mm de espessura 180mm x 240mm, fornece 62 detalhes de contraste em 6 tamanhos diferentes com diâmetro de 0.1mm a 2.0mm num intervalo de 0.489% para 27.56%, utilizando Mo/Mo a 28kV, distribuídos de acordo com a figura 14.<sup>(31)</sup>

Foram utilizados valores de 26kV, 28kV e 30kV com combinações ânodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh para cada exposição, sendo o valor dos mAs semi-automático na primeira exposição e redução do mesmo cerca de aproximadamente 20% nas seguintes, uma vez que os valores de mAs selecionáveis são discretos. As combinações terminaram assim que os valores mínimos de contraste da imagem estabelecidos pelas Diretrizes Europeias, representados na tabela 3, foram ultrapassados. Analisaram-se assim 25 imagens individualmente por três observadores independentes, permitindo verificar a qualidade de imagem e diagnóstico em exames de rastreio para o cancro da mama, sendo portanto este o primeiro objetivo do trabalho.



Figura 15: Fantoma Leeds Test Objects modelo DMAM

Tabela 3 – Valores do limiar de contraste considerados aceitáveis estabelecidos pela *European Guidelines for quality assurance in mammography screening*<sup>(16)</sup>

Limiting value		See table		
Threshold contrast				
Acceptable value			Achievable value	
Diameter of detail [mm]	Radiation contrast using Mo/Mo 28 kV [%]	Equivalent gold thickness <sup>18</sup> [µm]	Radiation contrast using Mo/Mo 28 kV [%]	Equivalent gold thickness <sup>11</sup> [µm]
5*	< 0.85	0.056	< 0.45	0.032
2	< 1.05	0.069	< 0.55	0.038
1	< 1.40	0.091	< 0.85	0.056
0.5	< 2.35	0.150	< 1.60	0.103
0.25	< 5.45	0.352	< 3.80	0.244
0.1	< 23.0	1.68	< 15.8	1.10

\* This diameter size is optional

De seguida, no segundo objetivo mediu-se a kerma na superfície de entrada do paciente durante as exposições utilizando um detetor eletrónico semiconductor, *Unfors Xi*, a ESAK é um importante parâmetro na avaliação da dose recebida pelo paciente durante o exame radiográfico. A kerma foi identificada pela União Europeia como sendo a grandeza à qual deveria fazer-se corresponder um nível de referência de diagnóstico, no sentido da otimização da exposição do paciente. O detetor permite medir simultaneamente kVp, dose, taxa de



Figura 16: Detetor eletrónico semiconductor, *Unfors Xi*

dose, HVL, frequência de pulso, dose/pulso e forma de onda. Os valores de kVp e ESAK 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. <sup>(25)</sup> As exposições foram realizadas sempre de modo a reproduzir as mesmas condições clínicas em incidência Crânio-Caudal, e as medidas realizadas posicionando o detetor no fantoma de simulação da mama com espessura de 4,5cm, utilizando compressão da mesma, como pode visualizar a partir da figura 16.

A ESAK foi medida em exposições de 26kV, 28kV e 30kV utilizando as mesmas combinações ânodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh para cada exposição. Posteriormente foi calculada a dose glandular média a partir de medições da ESAK no ar e da aplicação de um fator de conversão apropriado, através da equação,  $MGD = kgcs$ . Em que o fator k é a ESAK no ar, com ausência de dispersão, na superfície de entrada da mama. O fator g é o fator de conversão da ESAK incidente na mama, em dose glandular média, para 50% de glandularidade, este fator é estimado como a razão da energia absorvida nos tecidos glandulares pelo produto da ESAK no ar incidente, sem retro-dispersão, e a massa do tecido glandular presente na região central da

mama. O fator  $c$  é um fator de correção para diferentes composições da mama com glandularidades diferentes de 50%. O fator  $s$  é o fator de correção para diferenças no espectro, considerando os cálculos de Monte Carlo.

O fator  $c$  e  $g$  são obtidos a partir das tabelas 6 e 7 respectivamente, em função do valor de HVL apresentado na tabela 4. O cálculo das constantes  $c$  e  $g$  necessárias para posterior obtenção da Dose Glandular Média são realizadas a partir da expressão  $Y = mx + b$ , sendo o  $m$  o valor do declive da reta e o  $b$  o ponto de interceção no eixo dos  $yy$ .

Finalmente, a escolha do fator  $s$  varia em função do espectro de raio X utilizado, pode ser diretamente observado na tabela 5.

**Tabela 4 - HVL para diferentes combinações ânodo/filtro, in *European Guidelines for quality assurance in mammography screening*<sup>(16)</sup>**

HVL (mm Al) for target filter combination					
kV	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

**Tabela 5 - Fator s em função do espectro, in *European Guidelines for quality assurance in mammography screening*<sup>(16)</sup>**

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*

**Tabela 6 - Fator c em função do HVL, in *European Guidelines for quality assurance in mammography screening*<sup>(16)</sup>**

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 7 - Fator g em função do HVL, in *European Guidelines for quality assurance in mammography screening*<sup>(16)</sup>**

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



## 4. Resultados e Análise

### 4.1 Verificação da qualidade de imagem após combinação de diferentes parâmetros

De acordo com o que foi mencionado no capítulo 3, as irradiações foram feitas de acordo com os seguintes parâmetros: 26kV, 28kV e 30kV com combinações ânodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh para cada exposição, sendo o valor dos mAs semi-automático na primeira exposição e redução do mesmo cerca de aproximadamente 20% nas seguintes, uma vez que os valores de mAs selecionáveis são discretos.

Após a aplicação destes parâmetros as imagens foram avaliadas por três observadores independentes com profissões distintas, um Médico Radiologista, um Técnico de Radiologia e um Engenheiro Físico.

Posteriormente foi calculado o valor médio do limiar de contraste por diâmetro do detalhe. As tabelas 8, 9 e 10 apresentadas permitem visualizar os valores mínimos de mAs que respeitam os critérios mínimos de aceitabilidade segundo as *European Guidelines for quality assurance in mammography screening*, para cada combinação, sendo que os resultados se encontram na totalidade em anexo I.

#### Para a combinação ânodo/filtro Mo-Mo:

Tabela 8 – Valores mínimos de Contraste que respeitam os critérios mínimos de aceitabilidade segundo as *European Guidelines*

Diâmetro do Detalhe	26kV ; 80mAs	28kV ; 70mAs	30kV ; 50mAs
2mm	0,733	0,733	0,733
1mm	0,733	1,467	1,467
0,5mm	1,95	1,95	1,467
0,25mm	4	4	4
0,1mm	15,02	20,28	20,28

A partir da tabela 8 de resultados acima representada podemos observar que para combinações ânodo/filtro de Mo-Mo operando a 26kV a qualidade de imagem é garantida segundo Diretrizes Europeias até aos 80mAs, sendo que

em modo semiautomático a exposição foi de 178,8mAs, uma diferença bastante significativa. Com 28kV pode-se chegar até um valor mínimo de 70mAs em comparação com os 109,4mAs iniciais e por fim uma combinação deste ânodo/filtro com 30kV, o número mínimo de mAs, sem perder a qualidade de contraste aceitável é até 50mAs, sendo inicialmente adquiridos 67,3mAs. As imagens foram analisadas todas com um nível de contraste aproximadamente igual (w-1000; C-1500).

O detalhe com 1mm de diâmetro deve ser visualizado com um contraste inferior a 1,40%, como observado na tabela 3, porém a diferença de 0,067 foi considerada por nós aceitável pelo facto de existir uma discrepância nos valores de contraste do detalhe visualizado no fantoma de 0,978 para 1,465 ser bastante significativa (tabela 2).

#### **Para a combinação ânodo/filtro Mo-Rh:**

**Tabela 9 - Valores mínimos de Contraste que respeitam os critérios mínimos de aceitabilidade segundo as *European Guidelines***

<b>Diâmetro do Detalhe</b>	<b>26kV ; 110mAs</b>	<b>28kV ; 56mAs</b>	<b>30kV ; 36mAs</b>
<b>2mm</b>	0,733	0,489	0,978
<b>1mm</b>	0,978	0,978	1,467
<b>0,5mm</b>	1,467	1,467	1,95
<b>0,25mm</b>	1,95	4	4
<b>0,1mm</b>	15,02	15,02	20,28

Após visualização dos valores representados na tabela 9 referentes à combinação ânodo/filtro de Mo-Rh a operar a 26kV o contraste aceitável segundo Diretrizes Europeias, é cumprido até uma exposição mínima de 110mAs, contrariando os obtidos em modo semiautomático pelo equipamento de 144,1mAs. A 28kV pode chegar-se até um valor mínimo de 56mAs em comparação com os 95,5mAs iniciais e por fim uma combinação deste ânodo/filtro com 30kV, o número mínimo de mAs, sem perder a qualidade de imagem aceitável é de 36mAs, sendo inicialmente obtidos 64,8mAs. Concluimos assim que aquando da utilização destas combinações a exposição (mAs) pode ser reduzida sensivelmente para metade. As imagens foram analisadas todas com um nível de contraste aproximadamente igual (w-1000; C-1500).

**Para a combinação ânodo/filtro W-Rh:****Tabela 10 - Valores mínimos de Contraste que respeitam os critérios mínimos de aceitabilidade segundo as *European Guidelines***

<b>Diâmetro do Detalhe</b>	<b>26kV ; 125mAs</b>	<b>28kV ; 100mAs</b>	<b>30kV ; 63mAs</b>
<b>2mm</b>	0,733	0,733	0,733
<b>1mm</b>	0,978	0,733	0,733
<b>0,5mm</b>	1,95	1,467	1,95
<b>0,25mm</b>	2,27	4	4
<b>0,1mm</b>	20,28	15,02	15,02

Após visualização dos valores representados na tabela 10 referentes à combinação ânodo/filtro de W-Rh a operar a 26kV o limiar de contraste mínimo que define a qualidade de imagem, segundo Diretrizes Europeias é cumprido até uma exposição mínima de 125mAs, contrariando os obtidos em modo semiautomático pelo equipamento de 191,3mAs. A 28kV pode chegar até um valor mínimo de 100mAs em comparação com os 138,8mAs iniciais e por fim uma combinação deste ânodo/filtro com 30kV, o número mínimo de mAs, sem perder a qualidade de imagem considerada aceitável é de 63mAs, sendo inicialmente obtidos 100,7mAs. Concluímos assim que aquando da utilização destas combinações a exposição pode ser reduzida sensivelmente para metade da utilizada em modo semiautomático. As imagens foram analisadas todas com um nível de contraste aproximadamente igual (w-1000; C-1500).

O facto de nesta última combinação ânodo/filtro os valores de exposição utilizados serem ligeiramente superiores aos anteriores deve-se à constituição do seu espectro de radiação onde não existe qualquer pico radiação característica, isto porque os raios X característicos visualizados não contribuem para a qualidade de imagem, como já foi descrito no capítulo 2.

## 4.2 Medições da Kerma à Superfície de Entrada e da Dose Glandular Média

Por último após concretização do segundo objetivo proposto que consiste em medir a Kerma na superfície de entrada utilizando um detetor eletrónico semiconductor, determinamos a Dose Glandular Média através da aplicação de fatores de conversão apropriados. Na tabela 11 é apresentado o débito de dose no ar a 60cm para cada combinação de kV, ânodo/filtro. Na tabela 12 é apresentado o valor de Kerma na superfície de entrada para cada combinação (kV, ânodo/filtro), sendo considerado um valor otimizado de exposição para a qual se respeitam os critérios mínimos referidos na *European Guidelines for quality assurance in mammography screening*.

Tabela 11 - Débito de dose no ar a 60cm para cada combinação de kV, ânodo/filtro

kV	ânodo/filtro	Débito de dose a 60cm (mGy/mAs)
26	Mo/Mo	0,09172
28	Mo/Mo	0,11625
30	Mo/Mo	0,144
26	Mo/Rh	0,06582
28	Mo/Rh	0,08538
30	Mo/Rh	0,10619
26	W/Rh	0,02898
28	W/Rh	0,0353
30	W/Rh	0,04157

A partir dos resultados referentes à tabela 11 pode-se afirmar que de todas as combinações ânodo/filtro a que nos permite obter um menor débito de dose é a junção do ânodo de W com o filtro de Rh a 26kV. Sendo o débito de dose a quantidade de radiação ionizante à qual um indivíduo está exposto ou para indicar o nível de radioatividade de uma zona.

Tabela 12- Valor de Kerma na superfície de entrada para cada combinação (kV, ânodo/filtro), sendo considerado um valor ótimo de exposição

kV	ânodo/filtro	Débito de Dose mGy/mAs	Combinação 1		Combinação 2		Combinação 3		Combinação 4		Valor Otimizado	
			mAs	KERMA	mAs	KERMA	mAs	KERMA	mAs	KERMA	mAs	KERMA
26	Mo/Mo	0,0917	<b>178,8</b>	<b>16,40</b>	<b>140</b>	<b>12,84</b>	110	10,09	80	7,34	80	7,34
28	Mo/Mo	0,1163	<b>109,4</b>	<b>12,72</b>	<b>90</b>	<b>10,46</b>	70	8,14			70	8,14
30	Mo/Mo	0,1440	68,5	9,86	50	7,20					68,5	9,86
26	Mo/Rh	0,0658	144,1	9,48	110	7,24					110	7,24
28	Mo/Rh	0,0854	95,5	8,15	71	6,06	56	4,78			56	4,78
30	Mo/Rh	0,1062	64,8	6,88	45	4,78	36	3,82			36	3,82
26	W/Rh	0,0290	191,3	5,54	160	4,64	125	3,62			125	3,62
28	W/Rh	0,0353	138,8	4,90	100	3,53					100	3,53
30	W/Rh	0,0416	100,7	4,19	80	3,33	63	2,62			63	2,62

A tabela 12 apresentada anteriormente permite-nos conferir, pelo valor otimizado, que o aumento dos kV possibilita a diminuição da exposição, sendo que se verifica um aumento da ESAK consoante o aumento da d.d.p. na combinação ânodo/filtro de Mo/Mo. Ao contrário das restantes combinações ânodo/filtro de Mo/Rh e W/Rh, onde se observa uma diminuição do valor da Kerma à superfície de entrada na pele. Entre todas as combinações a W/Rh a 30kV apresenta o menor valor da kerma de 2,62mGy. Visualiza-se também que na combinação 1 e 2 a 26 e 28kV com um ânodo/filtro de Mo/Mo os valores da ESAK obtidos ultrapassam os 10mGy estabelecidos como limite previsto pelo DL 180/2002 <sup>(32)</sup>, portanto estas duas combinações não são adequadas.

Conclui-se também que a combinação onde é apresentada uma maior Kerma à superfície de entrada é a combinação ânodo/filtro Mo/Mo, isto pode ser facilmente visualizado nos gráficos apresentados a seguir, gráficos 1, 2 e 3 realizados para cada combinação a partir do valor otimizado, assim como a comparação entre as combinações, visualizada no gráfico 4 que nos permite perceber com clareza a diferença entre as mesmas, em termos de dose.

A partir do gráfico 1 podemos observar a informação acerca da medição da Kerma à superfície de entrada para combinações ânodo/filtro Mo/Mo aplicando uma tensão de 26, 28 e 30kV, o que nos permite perceber que existe um aumento da ESAK conforme o aumento da tensão aplicada. Este aumento pode ser explicado segundo a figura 17, adquirida através do software – MIQuaELa desenvolvido pelo SEFM, onde se conclui que embora ao aumentar a tensão de 26kV para 30kV os espectros se prolonguem, dos 26keV aos 30keV, verificamos que o peso relativo do espectro na zona entre os 21 e 26keV não se altera substancialmente, não existindo portanto a quantidade de fotões com energia elevada em número suficiente que permita uma redução da ESAK. Como se verificou uma perda significativa na resolução de contraste com o aumento da tensão, não foi possível portanto reduzir a exposição significativamente.

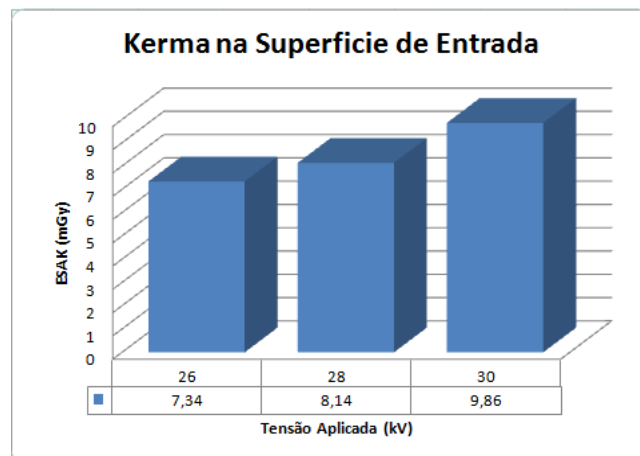


Gráfico 1: Medição da kerma à superfície de entrada com ânodo/filtro Mo/Mo

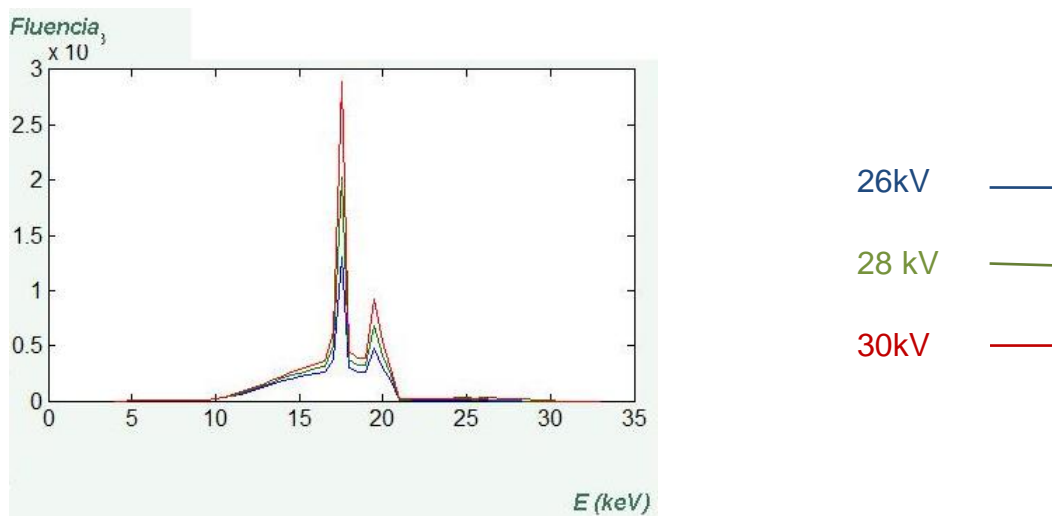


Figura 17: Espectros da combinação ânodo/filtro Mo/Mo com uma tensão de 26, 28 e 30kV, in MIQuaELa<sup>(33)</sup>

Conforme se pode visualizar no gráfico 2 a medição da Kerma à superfície de entrada para combinações ânodo/filtro Mo/Rh aplicando uma tensão de 26, 28 e 30kV, permite-nos perceber que existe uma diminuição da ESAK conforme o aumento da tensão aplicada. Este decréscimo pode ser explicado segundo a figura 18, adquirida através do software MIQuaELa, onde se conclui que ao aumentar a tensão de 26kV para 30kV os espectros se prolongam, dos 26keV aos 30keV, verifica-se ainda que o peso relativo do espectro na zona entre os 21 e 24keV aumenta ligeiramente o número de fotões com elevada energia, existindo portanto uma quantidade de fotões com feixes energéticos suficientes que permitiu uma redução da ESAK. Neste caso com o aumento da tensão foi possível reduzir consideravelmente a exposição sem se verificar perda de contraste.

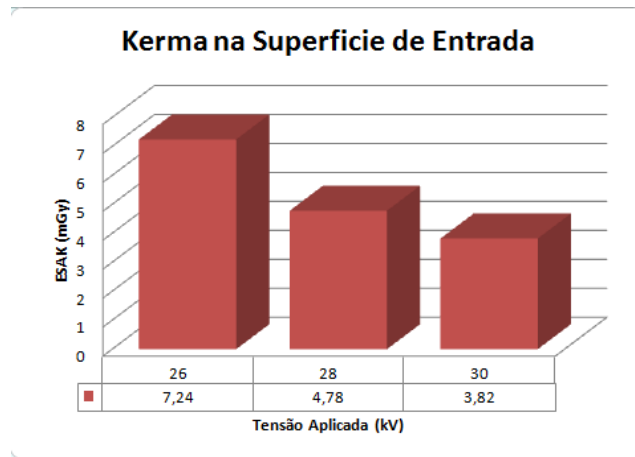


Gráfico 2: Medição da kerma à superfície de entrada com ânodo/filtro Mo/Rh

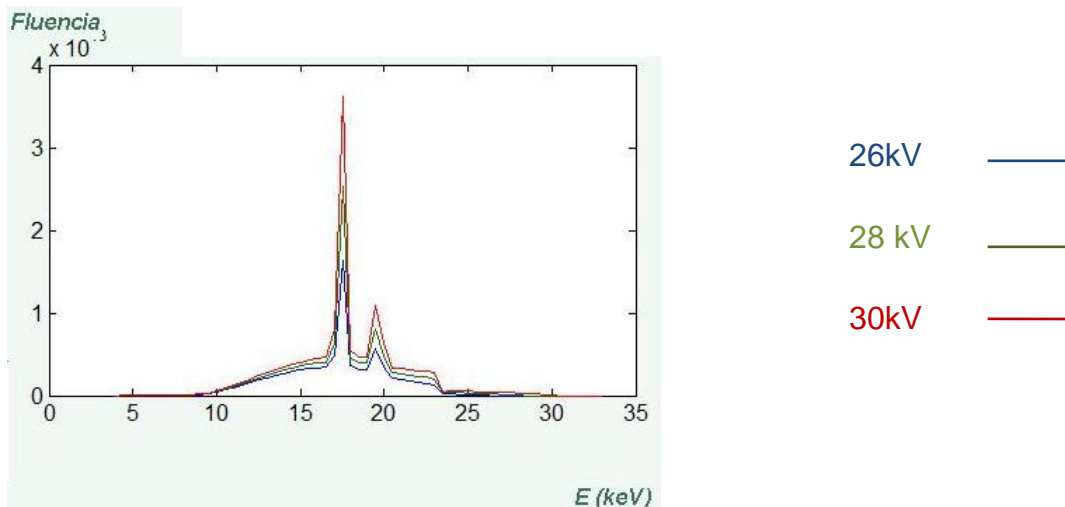


Figura 18: Espectros da combinação ânodo/filtro Mo/Rh com uma tensão de 26, 28 e 30kV, in MIQuaELa<sup>(33)</sup>

Segundo o gráfico 3 podemos visualizar a informação adquirida da medição da Kerma à superfície de entrada para combinações ânodo/filtro W/Rh aplicando uma tensão de 26, 28 e 30kV, este gráfico permite-nos perceber que existe uma diminuição da ESAK conforme o aumento da tensão aplicada. Esta diminuição pode ser explicada a partir da figura 19, adquirida através do *software* MIQuaELa, onde se conclui que com o aumento da tensão de 26kV para 30kV os espectros se prolongam, dos 26keV aos 30keV, verificando ainda que o peso relativo do espectro a partir da zona dos 23keV aumenta consideravelmente o número de fótons com elevada energia, existindo portanto uma quantidade de fótons com feixes energéticos suficientes que permitiu uma redução da ESAK. Em relação à perda de contraste verifica-se o mesmo que na situação anterior, sendo portanto possível reduzir a exposição sem se observar perda de contraste.

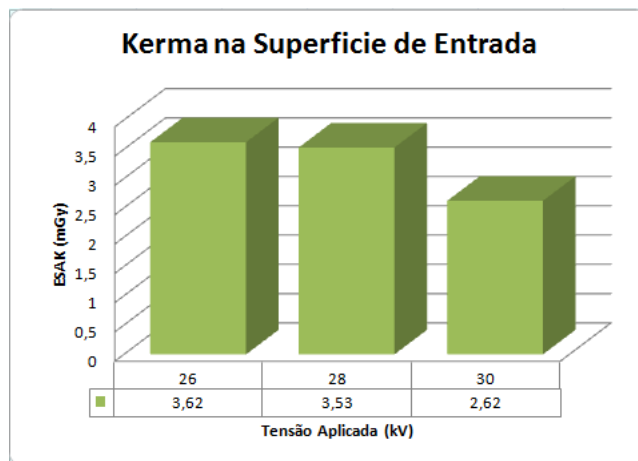


Gráfico 3: Medição da kerma à superfície de entrada com ânodo/filtro W/Rh

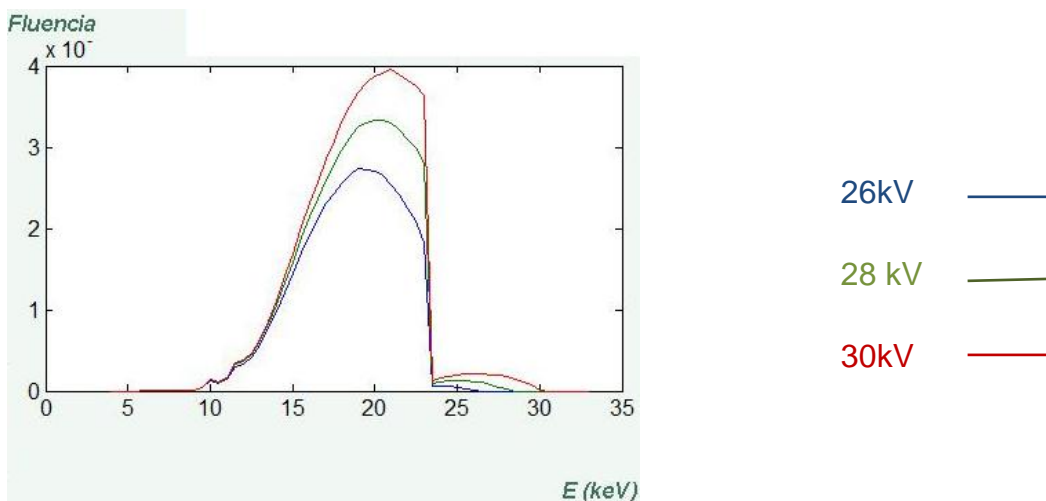


Figura 19: Espectros da combinação ânodo/filtro W/Rh com uma tensão de 26, 28 e 30kV, in MIQuaELa<sup>(33)</sup>

Visualizando o gráfico 4 podemos comparar os valores da Kerma à superfície de entrada entre as três combinações ânodo/filtro estudadas, percebendo que a combinação “ideal” é a utilização do ânodo/filtro W/Rh com uma tensão de 30kV onde a ESAK adquirida foi de 2,619mGy, portanto mais baixa que as restantes, com isto pode afirmar-se que estes detetores digitais são mais sensíveis a energias mais elevadas que os sistemas dos analógicos, onde a sua sensibilidade ocorre a energias por volta dos 17keV. Verifica-se que em todas as combinações o valor otimizado da Kerma à superfície de entrada é inferior aos 10mGy que segundo o DL180/2002 <sup>(32)</sup> não devem ser ultrapassados.

As energias médias foram obtidas recorrendo ao *software* MIQuaELa e podem ser observadas na tabela 13, confirmando portanto a existência de energia média superior na combinação ânodo/filtro W/Rh.

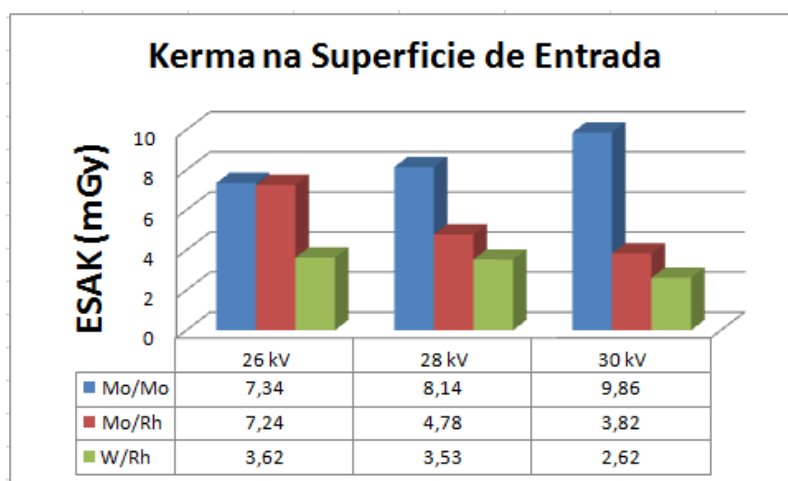


Gráfico 4: Comparação dos resultados da medição da kerma à superfície de entrada

Tabela 13- Energia Média de cada combinação de kV e ânodo/filtro

kV	ânodo/filtro	Energia média (keV)
26	Mo/Mo	16,39
28	Mo/Mo	16,77
30	Mo/Mo	17,12
26	Mo/Rh	17,11
28	Mo/Rh	17,46
30	Mo/Rh	17,76
26	W/Rh	18,51
28	W/Rh	18,84
30	W/Rh	19,14

O cálculo da Dose Glandular Média foi efetuado através da expressão,  $MDG = kgcs$  aplicou-se diretamente a equação que permite o cálculo da dose glandular média e os resultados podem visualizar-se na tabela 14.

Tabela 14 - Resultados da DGM

	Otimização		AEC				AEC	Otimização	Otimização	
kV	mAs	ânodo/filtro	HVL	C	S	g	KERMA	DGM	KERMA	DGM
26	80	Mo/Mo	0,3400	1,1062	1,0000	0,1715	16,400	3,11	7,338	1,39
28	70	Mo/Mo	0,3600	1,1048	1,0000	0,1809	12,718	2,54	8,138	1,63
30	68,5	Mo/Mo	0,3800	1,1034	1,0000	0,1903	9,861	2,07	9,864	2,07
26	110	Mo/Rh	0,4070	1,1016	1,0170	0,2030	9,485	2,16	7,244	1,65
28	56	Mo/Rh	0,4200	1,1007	1,0170	0,2091	8,154	1,91	4,781	1,12
⇒ 30	36	Mo/Rh	0,4330	1,0997	1,0170	0,2152	6,881	1,66	3,823	0,92
26	125	W/Rh	0,5260	1,0933	1,0420	0,2588	5,544	1,63	3,623	1,07
28	100	W/Rh	0,5400	1,0923	1,0420	0,2654	4,900	1,48	3,531	1,01
⇒ 30	63	W/Rh	0,5530	1,0914	1,0420	0,2715	4,186	1,29	2,619	0,81

Os resultados apresentados na tabela 14 permitem afirmar que a combinação ideal é a escolha ânodo/filtro de W/Rh a 30kV numa exposição de 63mAs, onde se visualiza uma dose glandular média de 0,81mGy e seguidamente a combinação Mo/Rh a 30kV numa exposição de 36mAs que apresenta uma DGM de 0,92mGy. Segundo as Directrizes Europeias os valores da dose glandular média para 4,5cm de PMMA devem ser menores que 2,5mGy, perante isto pode-se afirmar que em todas as combinações este valor não é ultrapassado.

A Dose Glandular Média para combinações ânodo/filtro Mo/Mo aplicando uma tensão de 26, 28 e 30kV, pode ser observada no gráfico 5, onde se verifica um aumento da mesma, aquando do aumento da tensão.

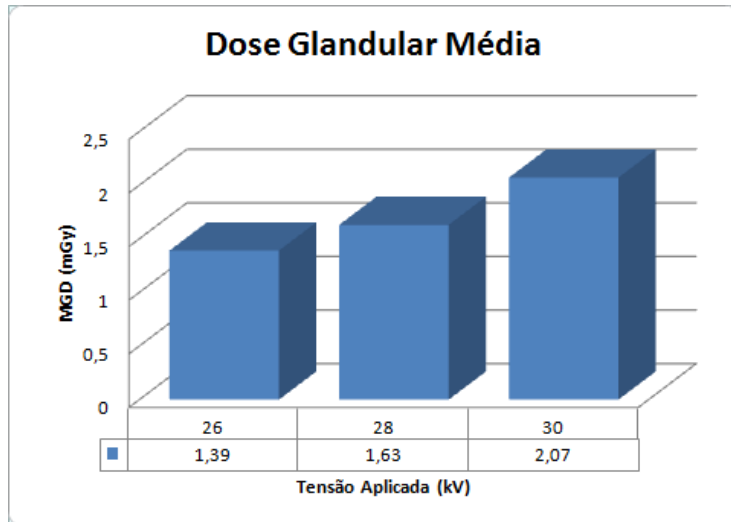


Gráfico 5: Medição da Dose Glandular Média com ânodo/filtro Mo/Mo

A partir do gráfico 6 pode visualizar-se a Dose Glandular Média para combinações ânodo/filtro Mo/Rh aplicando uma tensão de 26, 28 e 30kV, onde se verifica uma diminuição da mesma, conforme o aumento da tensão.

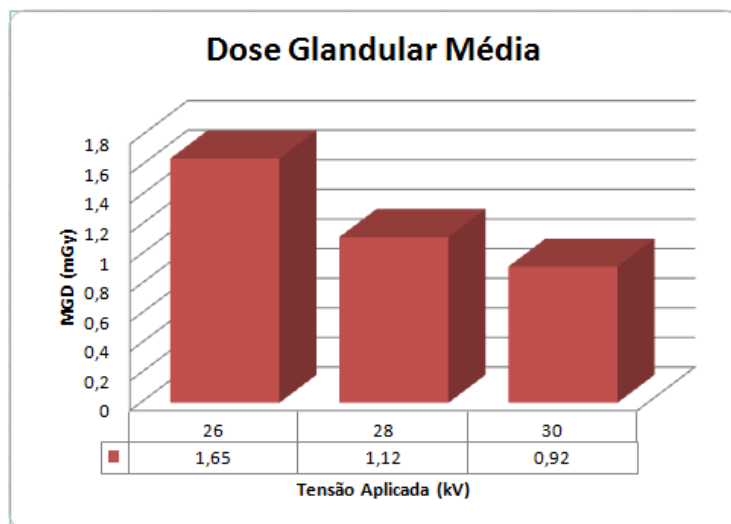


Gráfico 6: Medição da Dose Glandular Média com ânodo/filtro Mo/Rh

No gráfico 7 pode visualizar-se a Dose Glandular Média para combinações ânodo/filtro W/Rh aplicando uma tensão de 26, 28 e 30kV, onde se verifica uma diminuição da mesma, conforme o aumento da tensão.

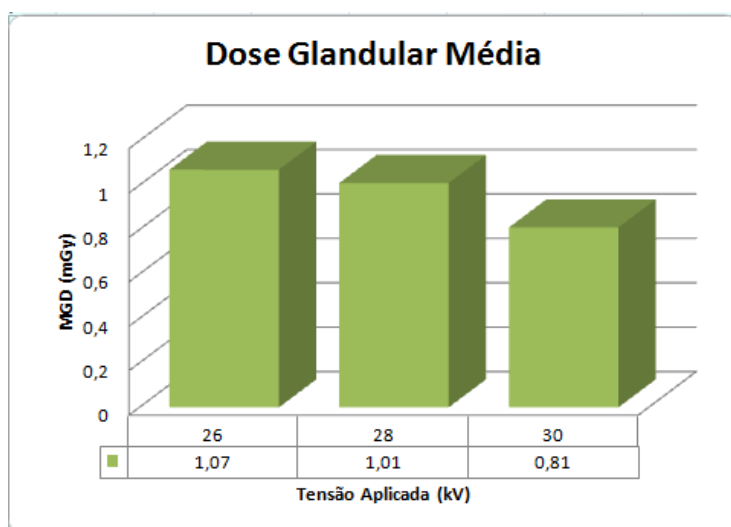


Gráfico 7: Medição da Dose Glandular Média com ânodo filtro W/Rh

Visualizando o gráfico 8 podemos comparar os valores da Dose Glandular Média entre as três combinações ânodo/filtro estudadas, percebendo que a combinação “ideal” é a utilização do ânodo/filtro W/Rh com uma tensão de 30kV onde a MGD adquirida foi de 0,81mGy, portanto mais baixa que as restantes e seguidamente a combinação Mo/Rh a 30kV, com uma MGD de 0,92mGy.

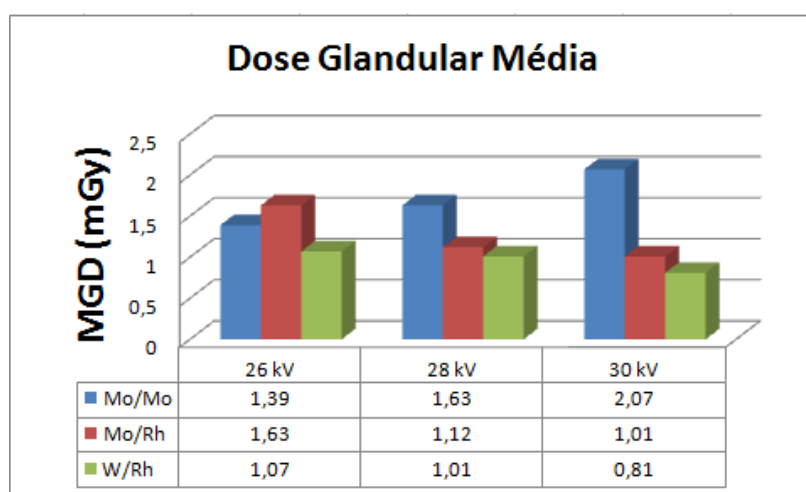


Gráfico 8: Comparação dos resultados da medição da Dose Glandular Média

O facto de na combinação ânodo/filtro Mo/Mo o valor otimizado da dose glandular média se verificar superior comparando com as restantes combinações, pode ser justificado pelo facto dos raios X que permitem favorecer a absorção diferencial do tecido mamário e elevar ao máximo o contraste mamográfico se encontrarem num intervalo de energias superior ao utilizado nesta combinação.

Concluimos também que apesar do valor do fator  $s$ , utilizado no cálculo para a obtenção da MGD ser superior para combinações de W/Rh comparando com as restantes, esta continua a ser a combinação ótima quando utilizada uma d.d.p. de 30kV.



## 5. Conclusão

A escolha deste tema, como referido, associou-se ao facto do cancro da mama ser um dos cancros mais frequentes e com maior causa de morte na mulher, em toda a Europa, como verificado nas tendências demográficas prevê-se um aumento continuado deste problema de saúde pública. Por este motivo, o rastreio é cada vez mais importante na deteção, pois permite reduzir substancialmente as taxas de mortalidade associadas. O objetivo principal do rastreio é a deteção precoce do cancro da mama, no entanto para que os seus benefícios possam ser obtidos é essencial que existam serviços de alta qualidade, pois a mama feminina é um dos órgãos mais radiosensíveis, sendo importante avaliar o risco/benefício deste exame. A otimização é fundamental, assim como a determinação de valores mais baixos quanto razoavelmente possíveis de uma dose glandular média, que produza um nível suficiente de qualidade de imagem clínica. E como podemos observar a partir dos resultados do primeiro objetivo a dose a que o paciente é exposto nestes exames pode ser consideravelmente reduzida e sendo os efeitos das radiações ionizantes no corpo humano múltiplos e de gravidade variada nos exames onde a radiação ionizante é utilizada este é um fator de elevada importância, havendo contudo particular atenção em não comprometer a qualidade da imagem.

Neste trabalho, através de uma amostra limitada de testes, tentou-se descrever e apresentar a partir do primeiro objetivo, que foi encontrar uma combinação ânodo/filtro considerada “ideal” tendo em consideração a otimização do contraste da imagem, a Kerma à superfície de entrada e a dose glandular média, que mesmo respeitando o nível de contraste considerado aceitável pelas Diretrizes Europeias é possível realizar uma redução da exposição considerável, para praticamente metade da utilizada em modo semi-automático, estes resultados revelam que existe uma diferença consoante a escolha da combinação ânodo/filtro. Os resultados do segundo objetivo descrevem a Kerma à superfície de entrada e posterior dose glandular média, a partir destas foi possível verificar qual das combinações nos proporciona uma menor dose, verificada na combinação ânodo filtro W/Rh a operar a 30kV que permite reduzir a exposição até aos 63mAs, que nos possibilita conjugar a

mínima ESAK e MGD com o nível aceitável de contraste da imagem esta redução de dose num órgão radiosensível como a mama é uma vantagem fundamental neste tipo de exames.

Este trabalho possibilita-nos então afirmar que em termos de proteção radiológica para o paciente a combinação mais adequada a utilizar é W/Rh, permitindo reduzir a ESAK e MGD consideravelmente, sensibilizando assim os profissionais de saúde a poder fazê-lo, sendo que neste momento em Portugal a maioria dos equipamentos mamográficos digitais diretos e indiretos possuem esta combinação. Tentando no entanto evitar a combinação Mo/Mo pois esta foi a única onde se verificou um aumento tanto da ESAK como da MGD consoante o aumento da tensão aplicada.

A realização deste trabalho contribuiu assim para consolidar os conhecimentos apreendidos ao longo do mestrado, em complemento da licenciatura, referentes aos aspetos que podem ser alterados em virtude da proteção radiológica do doente, permitindo-me igualmente desenvolver um aperfeiçoamento na autonomia e desempenho individual das atitudes profissionais relativamente a este assunto.

## 6. Bibliografia

1. **Cancro, Liga Portuguesa Contra o.** Liga Portuguesa Contra o Cancro. *Liga Portuguesa Contra o Cancro - O que é o cancro?* [Online] 2009. [Citação: 3 de setembro de 2011.] <http://www.ligacontracancro.pt/gca/index.php?id=9>.
2. **Bontrager, K.L. & Lampignano, J.P.** *Tratado de Posicionamento Radiológico e Anatomia Associada*. Rio de Janeiro : Elsevier, 2006.
3. **Oliveira, M., et al.** *Avaliação da Qualidade da Imagem vs Doses*. Brasil : MG, 2004.
4. **Heywang-Kobrunner, S.H., et al.** *Mama - Diagnóstico por Imagem*. França : Revinter, 1999.
5. **McParland, B.J.** *The British Journal Of Radiology*. Londres : Imprensa Adventure Works, 2000. Vol. 73.
6. **Xavier, Ana, Moro, José e Heilbron, Paulo.** *Princípios Básicos de Segurança e protecção Radiológica*. Brasil : s.n., 2006.
7. **ICRP.** *Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection*. 103. s.l. : Elsevier, 2007. Vol. 103.
8. **Ministério da Saúde.** *Controlo do Cancro da Mama*. Lisboa : s.n., 2004. Vol. 50(2).
9. **Svahn, tony, et al.** *Dose reduction and its influence on diagnostic accuracy and radiation risk in digital mammography: an observer performance study using an anthropomorphic breast phantom*. Londres : Br J Radiol., 2007. Vol. 80(955).
10. **Métivier, H., Arranz, L. e Gallego, E.** *Current Trends In Radiation Protection*. s.l. : EDP Sciences, 2004.
11. **IAEA.** IAEA 56th General Conference. *International Atomic Energy Agency*. [Online] 1998. [Citação: 10 de Setembro de 2011.] <http://www.iaea.org/>.

12. **Wu, X., Barnes, G.T. e Tucker, D.M.** *Spectral dependence of tissue glandular dose in screen-film mammography*. 1991. Vol. 179.
13. **Sechopolus, I., et al.** *Radiation Dose to Organs and tissues from Mammography*. s.l. : Radiology, 2008. Vol. 246(2).
14. **IAEA.** *Optimization of the Radiological Protection of Patients: Image quality and dose in mammography*. Europe : IAEA, 2005.
15. **radiology, Journal of the American College of.** *American College of radiology white Paper on radiation Dose in Medicine*. 2007. Vol. 4.
16. **Perry, N., et al.** *European guidelines for Quality Assurance in mammography Screening*. s.l. : European Commision, 2006.
17. **Bushong, Stewart C.** *Radiologic Science for Technologists - Physics, Biology, and Protection*. USA : Elsevier Mosby, 2004.
18. **Bushong, Stewart C..** *Manual de radiologia para Técnicos - Física, Biologia e Proteção Radiológica*. Espanha : Harcourt: Mosby, 1993.
19. **Busheberg, J., et al.** *The essential Physics of Medical Imagins*. USA : Lippincott William & Wilkins, 2002.
20. **Pedroso de Lima, J.J.** *Técnicas de Diagnóstico com Raios-X, Aspectos Físicos e Biofísicos*. Coimbra : Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009.
21. **Commision of the European Communities.** *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Luxemburg : s.n., 1996. Vol. 16260.
22. **Ministerio da Saúde.** *Níveis de Dose de Referência*. Lisboa : s.n., 1998.
23. **Commission of the European Communities.** *Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Luxemburg : s.n., 1990. Vol. XII/252/87.
24. **Commission of the European Communities.** *European Protocol on Dosimetry in mammography*. Luxemburg : s.n., 1996. Vol. 16263.

25. **Owens Scientific, Inc.** Owens Scientific -- Unfors Xi Platinum Prestige - Extremely Intelligent QA Device. *Owens Scientific*. [Online] [Citação: 15 de Junho de 2011.] <http://owensscientific.com/cgi-bin/owensscientific/00328.html>.
26. **Commission of the European Communities.** *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening*. Luxemburg : Office for Official Publications of the European Communities, 2002.
27. **Dance, D.R., et al.** *Physics in Meicine and Biology*. 2000.
28. **Zoetelief, J., et al.** *Radiation Protection and Dosimetry*. 1998.
29. **ICRP.** *Recommendations of the International Commission on Radiological Portection*. s.l. : European Journal of Nuclear Medicine, 1990.
30. **Ministerio da Saúde.** *Decreto de lei nº 222/2008*. Lisboa : Diário da Republica, 2008. Vol. artigo 4º e 5º.
31. **Leeds Test Objects Ltd.** Leeds Test Objects Medical Imaging Phantoms. [Online] 2010. [Citação: 15 de Junho de 2011.] <http://www.leadstestobjects.com>.
32. **Ministerio da Saúde.** *Decreto de lei nº 180/2002*. Lisboa : Diário da Republica, 2002. Vol. artigo 3º.
33. **Ayala, R., Linares, R. e García-Mollá, R.** MIQuaELa, Software for DQE Measuring in DIGITAL Radiography/Mammography. Espanha : Sociedade Espanhola de Física Médica.
34. **Siemens Healthcare.** Siemens Healthcare – MAMMOMAT Inspiration. [Online] Siemens, 2010. [Citação: 25 de Junho de 2011.] <http://healthcare.siemens.com/mammography/digital-mammography/mammomat-inspiration>.
35. **Bassett, Lawrence W. e Hendrick, Edward R.** *Quality Determinants of Mammography Guideline*. USA : AHCPH Publication, 1994.

# **Anexos**

## Anexo I – Resultados do primeiro objetivo

### Para a combinação ânodo/ filtro Mo-Mo:

Tabela 15 - Resultados das combinações ânodo/filtro Mo-Mo com as condições registadas, a avaliação dos níveis de contraste foi efetuada por três técnicos diferentes sendo os detalhes da imagem registados segundo Diretrizes Europeias

Condições	Diâmetro do Detalhe	Limiar de Contraste(%)	Limiar de Contraste(%)	Limiar de Contraste(%)	Média do Limiar de Contraste(%)
		Observador 1	Observador 2	Observador 3	
<b>28kV ; 109,4mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,1 mm	15,02	15,02	15,02	15,02
<b>28kV ; 90mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	2,9	2,9	2,9	2,9
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28
<b>28kV ; 70mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28
<b>26kV ; 178,8mAs</b>	2 mm	0,489	0,489	0,489	0,489
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	2,9	2,9	2,9	2,9
	0,1 mm	10,84	10,84	10,84	10,84
<b>26kV ; 140mAs</b>	2 mm	0,489	0,489	0,489	0,489
	1 mm	0,489	0,489	0,489	0,489
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	2,9	2,9	2,9	2,9
	0,1 mm	10,84	10,84	10,84	10,84
<b>26kV ; 110mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,978	0,814667
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467

	0,25 mm	2,9	2,9	2,9	2,9
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28
<b>26kV ; 80mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	15,02	15,02	15,02	15,02
<b>30kV ; 68,5mAs</b>	2 mm	0,483	0,483	0,483	0,483
	1 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	15,02	15,02	15,02	15,02
<b>30kV ; 50mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28

### Para a combinação ânodo/ filtro Mo-Rh:

Tabela 16 - Resultados das combinações ânodo/filtro Mo-Rh com as condições registadas, a avaliação dos níveis de contraste foi efetuada por três técnicos diferentes sendo os detalhes da imagem registados segundo Diretrizes Europeias

Condições	Diâmetro do Detalhe	Limiar de Contraste(%)	Limiar de Contraste(%)	Limiar de Contraste(%)	Média do Limiar de Contraste(%)
		Observador 1	Observador 2	Observador 3	
<b>28kV ; 95,5mAs</b>	2 mm	0,489	0,489	0,489	0,489
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	10,84	10,84	10,84	10,84
<b>28kV ; 71mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28
<b>28kV ; 56mAs</b>	2 mm	0,489	0,489	0,489	0,489
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	15,02	15,02	15,02	15,02
<b>26kV ; 144,1mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	15,02	15,02	15,02	15,02
<b>26kV ; 110mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,1 mm	15,02	15,02	15,02	15,02
<b>30kV ; 64,8mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28

---

<b>30kV ; 45mAs</b>	2 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	1 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28
<b>30kV ; 36mAs</b>	2 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	1 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28

---

### Para a combinação ânodo/ filtro W-Rh:

Tabela 17 - Resultados das combinações ânodo/filtro W-Rh com as condições registadas, a avaliação dos níveis de contraste foi efetuada por três técnicos diferentes sendo os detalhes da imagem registados segundo Diretrizes Europeias

Condições	Diâmetro do Detalhe	Limiar de Contraste(%)	Limiar de Contraste(%)	Limiar de Contraste(%)	Média do Limiar de Contraste(%)
		Observador 1	Observador 2	Observador 3	
<b>28 kV ; 138,8 mAs</b>	2 mm	0,489	0,489	0,489	0,489
	1 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	10,84	10,84	10,84	10,84
<b>28kV ; 100 mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	15,02	15,02	15,02	15,02
<b>26kV ; 191,3mAs</b>	2 mm	0,489	0,733	0,489	0,570333
	1 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	0,5 mm	0,978	1,467	1,467	1,304
	0,25 mm	1,95	2,9	1,95	2,266667
	0,1 mm	15,02	15,02	20,28	16,77333
<b>26kV ; 160mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,467	1,467	1,467	1,467
	0,25 mm	2,9	2,9	2,9	2,9
	0,1 mm	10,84	10,84	10,84	10,84
<b>26kV ; 125mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	1,95	2,9	1,95	2,266667
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28
<b>30kV ; 100,7mAs</b>	2 mm	0,489	0,489	0,489	0,489
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	2,9	2,9	2,9	2,9
	0,25 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,1 mm	10,84	10,84	10,84	10,84

<b>30kV ; 80mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,978	0,978	0,978	0,978
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	2,9	2,9	2,9	2,9
	0,1 mm	20,28	20,28	20,28	20,28
<b>30kV ; 63mAs</b>	2 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	1 mm	0,733	0,733	0,733	0,733
	0,5 mm	1,95	1,95	1,95	1,95
	0,25 mm	4	4	4	4
	0,1 mm	15,02	15,02	15,02	15,02

## Anexo II - Resultados do débito de dose no ar a 60cm

Tabela 18 – Resultados do débito de dose no ar a 60cm para cada combinação de kV, ânodo/filtro e mAs

kV	ânodo/filtro	mAs	KERMA	Débito de dose a 60cm (mGy/mAs)
26	Mo/Mo	40	3,668	0,09172
		140	12,84	
28	Mo/Mo	40	4,675	0,11625
		140	16,3	
30	Mo/Mo	40	5,73	0,144
		140	20,13	
26	Mo/Rh	40	2,645	0,06582
		140	9,227	
28	Mo/Rh	40	3,412	0,08538
		140	11,95	
30	Mo/Rh	40	4,281	0,10619
		140	14,9	
26	W/Rh	40	1,192	0,02898
		140	4,09	
28	W/Rh	40	1,45	0,0353
		140	4,98	
30	W/Rh	40	1,709	0,04157
		140	5,866	