



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA  
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA



# Otimização de Dose em Mamografia

**Carina Rodrigues Silvestre**

---

Trabalho final para obtenção do grau de

Mestre em

**Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde**

(1º EDIÇÃO e 2010)

Área de Especialização:

**Imagem Digital com Radiação X**

Dezembro 2012

*A Escola Superior de Tecnologias 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 em suporte 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 sejam incluídos neste trabalho.*



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA  
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA



# Otimização de Dose em Mamografia

**Carina Rodrigues Silvestre**

---

Trabalho final para obtenção do grau de

Mestre em

**Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde**

(1º EDIÇÃO e 2010)

Área de Especialização:

**Imagem Digital com Radiação X**

---

**Orientador (es):**

Prof. Nuno Machado, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Prof.ª Dra. Susana Branco, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

## Agradecimentos

Ao Professor Nuno Machado, orientador da minha dissertação, agradeço todo o apoio, as valiosas contribuições para a realização deste trabalho, por partilhar comigo conhecimentos e por fim, por me ajudar a concretizar mais um projeto de vida.

À Professora Doutora Susana Branco Silva agradeço a disponibilidade e generosidade mostradas ao longo deste trabalho.

À direção do Mestrado, dirigida pelo Professor Nuno Teixeira, que através da sua confiança, acompanhamento e disponibilidade, contribuiu para a realização deste projeto.

A todos os professores que me acompanharam e que durante o meu percurso académico, enriqueceram os meus conhecimentos.

À Diretora Clínica do HPP- Hospital Lusíadas Dra. Maria da Graça Correia, por permitir que a realização deste trabalho fosse possível.

Ao Técnico Coordenador José Carvalho Mascarenhas, pela disponibilidade para que a recolha de dados para análise fosse possível.

A todos os Técnicos de Radiologia do HPP- Hospital Lusíadas, em especial ao Técnico Ricardo Silva, por toda a disponibilidade demonstrada durante o levantamento da amostra do estudo.

Ao Engenheiro João Schiappa de Azevedo por toda a disponibilidade, sabedoria e ensinamentos práticos ao longo deste trabalho.

Aos meus pais e a minha irmã, por todo o carinho, compreensão, e por acreditarem sempre em mim, mesmo nos momentos mais difíceis.

Ao namorado, por todo o carinho, disponibilidade e por todo o incentivo na realização deste trabalho.

A todos os amigos, pelo companheirismo e incentivo demonstrado.

**A todos um muito obrigado!**

### Resumo

O cancro da mama é o carcinoma mais frequente entre as mulheres, sendo a sua deteção precoce é crucial para o seu diagnóstico e tratamento. Atualmente, o método mais eficiente para a deteção precoce do cancro da mama é a mamografia.

Atualmente é cada vez mais importante que o Técnico de Radiologia saiba identificar quais os exames radiológicos mais apropriados para cada tipo e doente, selecionando corretamente qual o melhor procedimento a utilizar para cada doente, sempre pensando na sua proteção radiológica para que seja possível uma imagem com qualidade para o melhor diagnóstico possível. Desta forma é importante ter em conta os parâmetros de exposição que permitam diminuir a dose de radiação e otimizar o diagnóstico.

Quando comparada com outros métodos, a mamografia pode ser considerada um exame extremamente difícil pelo facto de a mama ser constituída por estruturas de muito idênticas densidades e muito pequenas. É importante que a dose glandular seja a mais baixa possível sem nunca comprometer o diagnóstico.

Este trabalho tem como principal objetivo verificar qual das combinações kV, mAs e ânodo/filtro cumpriam com os critérios de qualidade de imagem, definidos pelas diretrizes europeias, avaliando a resolução de contraste, a razão do contraste para o ruído e medir o Kerma à entrada da pele com posterior cálculo da dose glandular média.

Neste trabalho foi utilizado um sistema de mamografia digital direta, que nos permitiu observar diferentes combinações é a mais benéfica em termos de qualidade de imagem, segundo critérios já definidos pelo protocolo europeu de controlo de qualidade (EUREF). O fantoma mais utilizado para o estudo de controlo de qualidade de equipamentos é o fantoma Leeds, modelo CDMAM, sendo este fantoma utilizado, segundo a EUREF. Posteriormente para calcular a dose de entrada na pele recorreu-se ao detetor de leitura direta, Unfors Xi.

Os resultados afirmam que o nível de resolução de contraste e da CNR considerado aceitável permite que exista uma redução da exposição considerável. A partir da medição da Kerma À superfície de entrada e dose glandular média foi verificado qual das combinações proporciona uma melhor dose, conferida na combinação ânodo filtro Mo/Mo a operar com uma tensão de 28 kV, que nos permite uma quantidade de dose com um nível aceitável de resolução de contraste e CNR,

esta redução de dose num órgão radiossensível como a mama, revela-se uma enorme vantagem neste tipo de exames.

Palavras-chave: Radiologia, Mamografia, Controlo de qualidade, Dose Glandular Média

## Abstract

Breast cancer is the most common cancer among women, and early detection is critical to diagnosis and treatment. Currently, the most effective method for early detection of breast cancer is mammography. Now a days is more important that a radiology Technician knows the proper exam to perform in each patient, properly select the best procedure to use in each patient, always thinking in radiology protection to obtain a quality image for the best diagnose as possible. It's important to take into account the exposure parameters that allow reducing the radiation dose and optimize the diagnosis.

When compared with other methods, mammography can be regarded as extremely difficult exam to take. The breast is made of structures with a very similar density and very small. It's important that the glandular dose applied is the lowest possible without compromising the diagnose.

The phantom most widely used for the study of quality control equipment is CDMAM, this phantom is being used as a reference in European Protocol quality control, according to EUREF.

The principal goal of this paper is to verify which combination of KV,mAs and anode/filter offers the best quality image, define by European guidelines, evaluating the contrast resolution, the Contrast ratio for the noise and measure the kerma on the skin with a later calculation of the average glandular dose.

In this paper was used a system of direct digital mammography, it was possible to observe the different combinations and it was the most beneficial in terms of image quality, according to the criteria defined by the European protocol for quality control (EUREF). The phantom most widely used for the study of quality control equipment is the fantoma Leeds, model CDMAM, this phantom is being used as a reference in European Protocol quality control, according to EUREF. Afterwards to calculate the skin entrance dose we resorted to the direct reading detector, Unfors Xi.

The results confirm the resolution level of contrast and the CNR considerate acceptable permits the existence of a reduced expose. From the measurement of Kerma on the entrance surface and glandular dose average was verified witch combination offers the best dose, confirmed on the combination anode/filter Mo/Mo operating with 28 KV tension, allow as a quantity dose with an acceptable level of contrast resolution and CNR. This dose reduction in a radiosensitive organ such as the breast reveals itself a huge advantage in this type of examination.

Keywords: Radiology, Mammography, Quality control, Mean Glandular Dose

## Índice

RESUMO .....	5
ABSTRACT .....	7
ÍNDICE DE FIGURAS .....	11
ÍNDICE DE TABELAS .....	12
ÍNDICE DE GRÁFICOS .....	13
ÍNDICE DE ABREVIATURAS .....	14
INTRODUÇÃO .....	15
1.1 OBJETIVOS /MOTIVAÇÃO .....	16
1.2 ESTRUTURAÇÃO DO TRABALHO .....	17
<b>2. CONCEITOS FUNDAMENTAIS .....</b>	<b>19</b>
2.1 ANATOMIA DA MAMA .....	19
2.2 EQUIPAMENTOS DE RAIOS X .....	20
2.3 MAMOGRAFIA .....	22
2.3.1 Conceitos .....	23
2.4 COMBINAÇÕES ÂNODO/FILTRO .....	29
2.5 PRODUÇÃO DA RADIAÇÃO X .....	31
2.5.1 Interação da Radiação X com a Matéria .....	33
2.6 QUALIDADE DE IMAGEM EM MAMOGRAFIA .....	35
<b>3. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS .....</b>	<b>37</b>
3.1 KERMA NA SUPERFÍCIE DE ENTRADA .....	37
3.2 DOSE GLANDULAR MÉDIA .....	38
3.3 ESPESSURA SEMI-CONDUTORA .....	40
<b>4. MATERIAIS .....</b>	<b>42</b>
4.1 EQUIPAMENTO UTILIZADO .....	42
4.2 FANTOMA DMAM .....	42
4.3 UNFORS XI PARA MAMOGRAFIA .....	44
<b>5. MÉTODOS UTILIZADOS .....</b>	<b>45</b>
5.1 RAZÃO CONTRASTE PARA RUIDO (CNR) .....	45
5.2 RESOLUÇÃO DE CONTRASTE .....	46
5.3 TESTE DOS FILAMENTOS .....	47
<b>6. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>49</b>
6.1 CNR EM FUNÇÃO DA DGM .....	49
6.2 RESOLUÇÃO DE CONTRASTE .....	52
6.2.1 Resolução de contraste para 2mm em função da dose Glandular .....	53
6.2.2 Resolução de contraste para 1mm .....	55
6.2.3 Resolução de contraste para 0.5mm .....	56
6.2.4 Resolução de contraste para 0.25mm .....	58
6.2.5 Resolução de contraste para 0.1mm .....	59
6.3 TESTE DOS FILAMENTOS .....	61
<b>7. CONCLUSÕES .....</b>	<b>63</b>

<b>8. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>65</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>66</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>71</b>
ANEXO 1-TABELA DE MEDIÇÕES DE RESOLUÇÃO DE CONTRASTE .....	71
ANEXO 2- TABELA DE MEDIÇÕES DOS VALORES PARA CÁLCULO DA CNR .....	72
ANEXO 3- TABELA DE MEDIÇÕES DE KERMA À SUPERFÍCIE DE ENTRADA NA PELE E DGM .....	73
ANEXO 4- TABELA DE VALORES PARA CÁLCULO DA DGM.....	74

## Índice de Figuras

<b>Figura 1-</b> Anatomia da Mama	18
<b>Figura 2-</b> Ampola de raio X	19
<b>Figura 3 -</b> Sistema Mammomat Novation da Siemens	23
<b>Figura 4-</b> Diagrama esquemático de um equipamento de mamografia	26
<b>Figura 5-</b> Visualização de uma secção de um sistema de ecrã-filme para mamografia	28
<b>Figura 6-</b> Espetros de Raio X de Molibdénio antes e depois da filtração de 30 $\mu\text{m}$ de Mo	30
<b>Figura 7 -</b> Combinação Rh/Rh e Rh/Mo	30
<b>Figura 8 -</b> a) alvo de tungsténio sem filtração, b) alvo de tungsténio com filtração	31
<b>Figura 9 -</b> Produção de radiação X característica	32
<b>Figura 10-</b> Produção de radiação X de travagem	33
<b>Figura 11-</b> Produção do Efeito Fotoelétrico	34
<b>Figura 12-</b> Produção do Efeito de Compton	35
<b>Figura 13-</b> Equipamento Mammomat Novation Dr	42
<b>Figura 14-</b> Fantoma DMAM	43
<b>Figura 15-</b> UnforsXi	44
<b>Figura 16-</b> Desenho do Fantoma utilizado para Medições do CNR	45
<b>Figura 17-</b> Limiar de contraste do <i>Leeds Test Object</i>	46
<b>Figura 18-</b> Filamentos utilizados no fantoma DMAM	48

## Índice de Tabelas

<b>Tabela 1</b> - Valor do Factor $s$ em função do espectro	39
<b>Tabela 2</b> - Valor do fator $c$ em função do HVL	40
<b>Tabela 3</b> - Valor do fator $g$ em função do HVL	40
<b>Tabela 4</b> - Valor de HVL recomendado para cada combinação ânodo/filtro	41
<b>Tabela 5</b> - Valores de Espessura de Ouro utilizado para o fantoma DMAM	46
<b>Tabela 6</b> - Valores de Contraste utilizado para o fantoma DMAM	47
<b>Tabela 7</b> - Valores Limites para contraste do detalhe utilizados para o fantoma DMAM	47
<b>Tabela 8</b> - Valores das medições da CNR	50
<b>Tabela 9</b> - Valores das medições da Resolução de Contraste para 2 mm	53
<b>Tabela 10</b> - Valores das medições da Resolução de Contraste para 1 mm	56
<b>Tabela 11</b> - Valores das medições da Resolução de Contraste para 0,5 mm	57
<b>Tabela 12</b> - Valores das medições da Resolução de Contraste para 0,25 mm	58
<b>Tabela 13</b> - Valores das medições da Resolução de Contraste para 0,01 mm	59
<b>Tabela 14</b> - Tabela do número de Filamentos Visíveis	62

## Índice de Gráficos

<b>Gráfico 1-</b> Estatística de tumores malignos nas mulheres (%) em Portugal	15
<b>Gráfico 2-</b> Taxa de Sobrevida de cinco anos do Cancro da mama nas diversas fases	16
<b>Gráfico 3-</b> Relação contraste Ruido em função da dose glandular	49
<b>Gráfico 4-</b> Relação da dose á superfície de entrada da pele em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.	51
<b>Gráfico 5-</b> Relação da Dose Glandular Média em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.	52
<b>Gráfico 5-</b> Relação contraste ruido para 2 mm em função da dose glandular	53
<b>Gráfico 7-</b> Relação da dose á superfície de entrada da pele em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.	54
<b>Gráfico 8-</b> Relação da Dose Glandular Média em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.	55
<b>Gráfico 9-</b> Relação contraste ruido para 1 mm em função da dose glandular	56
<b>Gráfico 10-</b> Relação contraste ruido para 0.5 mm em função da dose glandular	57
<b>Gráfico 11-</b> Relação contraste ruido para 0.25 mm em função da dose glandular	58
<b>Gráfico 12-</b> Relação contraste ruido para 0.25 mm em função da dose glandular	59
<b>Gráfico 13-</b> Relação da dose á superfície de entrada da pele em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro	60
<b>Gráfico 14-</b> Relação da dose á superfície de entrada da pele em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.	61
<b>Gráfico 15-</b> Teste dos Filamentos	63

## Índice de Abreviaturas

**CAE**- Controlo Automático de Exposição

**CNR**- Razão contraste Ruído

**D**- Dose absorvida

**d.d.p**- diferença de potencial

**DGM**- Dose Glandular Média

**DP**- Desvio Padrão

**EUREF**- Organização Europeia de Referencia de qualidade no rastreio de cancro da mama e exames de diagnóstico

**HVL**- Espessura Semi-Redutora

**K**- Kerma

**PMMA**- placa fina de acrílico, polimetilmetacrilato

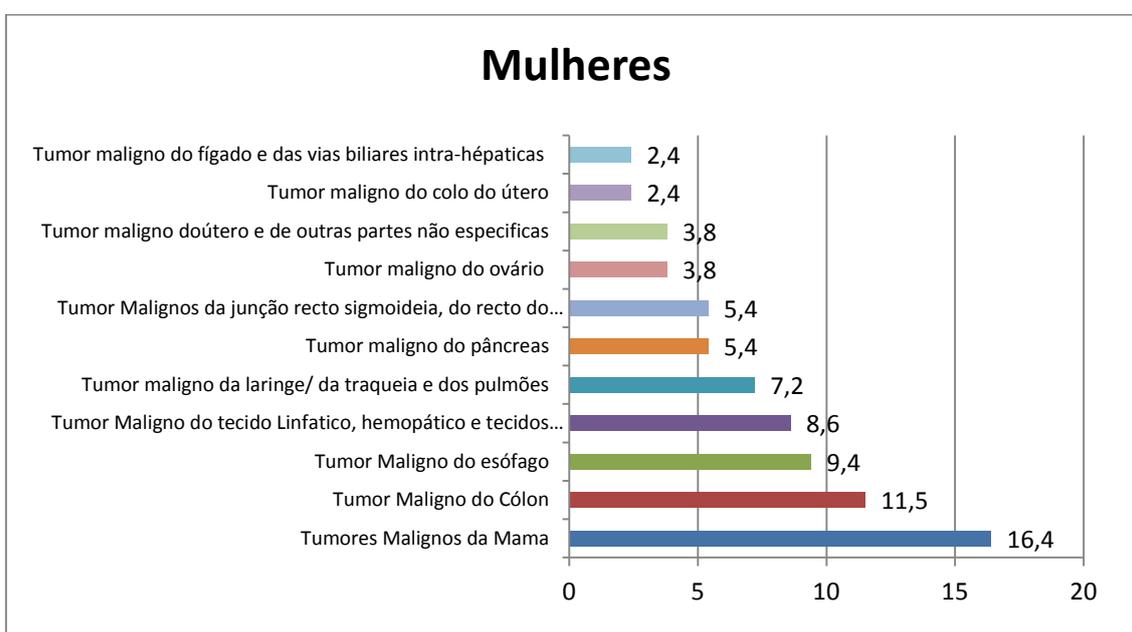
**ROI**- Região de Interesse

**VMP**- Valor médio do pixel

## Introdução

O cancro da mama é a causa mais comum de cancro na população feminina mundial, afetando anualmente cerca de 1,4 milhões de pessoas.<sup>1</sup> Sendo que a taxa de sobrevivência está fortemente relacionada com a deteção de um estado precoce deste cancro.

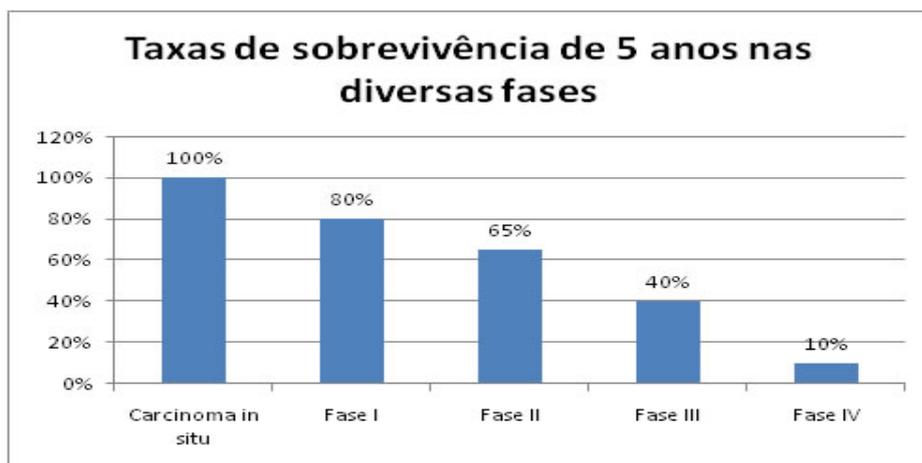
De acordo com a Liga Portuguesa contra o cancro são detetados anualmente, em Portugal, cerca de 4500 novos casos de cancro da mama, sendo que morrem 1500 pessoas anualmente com esta doença.<sup>2</sup>



**Gráfico 1-** Estatística de tumores malignos nas mulheres (%) em Portugal<sup>3</sup>

Existem diferentes formas de deteção precoce de cancro da mama através de métodos como mamografia, ultrassonografia e ressonância magnética. Os dois primeiros são os métodos mais utilizados na para a deteção precoce do cancro da mama, geralmente numa fase pré-sintomática. Sendo que a mamografia é o exame mais recomendado para os programas de rastreio.<sup>4</sup> De acordo com os programas de rastreio de cancro da mama, as mulheres acima dos 40 anos ou com maior risco de cancro da mama deverão realizar anualmente mamografia.<sup>2</sup>

No estadiamento do cancro da mama, tem-se em conta tanto o tamanho do tumor como quaisquer indicações sobre a sua disseminação a partir da localização originária. Consideram-se cinco fases principais, desde o carcinoma *in situ*, que é a fase mais favorável, à fase IV, a menos favorável. O tratamento depende da fase diagnosticada, que afeta também a taxa de sobrevivência.<sup>5</sup>



**Gráfico 2-** Taxa de Sobrevivência de cinco anos do Cancro da mama nas diversas fases<sup>5</sup>

### 1.1 Objetivos /Motivação

Sendo a mamografia um exame de extrema importância para o diagnóstico precoce do cancro da mama e sendo este um exame de rotina, é extremamente importante que sejam respeitados uma série de regras e princípios básicos, para que seja possível minimizar a exposição do doente e manter uma boa qualidade de imagem. Estes princípios básicos e regras são como exemplo: explicar corretamente o procedimento ao doente; um correto posicionamento do doente; uma correta utilização de filtros e amplificadores de imagem; a correta utilização da técnica; correta utilização de blindagem e proteção do paciente.<sup>6</sup>

O trabalho é realizado tendo como principal relevância os parâmetros referentes a otimização de imagem, sendo o objetivo principal encontrar uma combinação que tendo em consideração a Kerma à superfície de entrada da pele; a otimização do contraste da imagem e a dose glandular média consiga obter uma qualidade de imagem aceitável para o melhor diagnóstico possível. Para que tal seja possível é necessário proceder a uma verificação na qualidade de imagem após ser

efetuado a combinação de diferentes parâmetros que consiste na obtenção de imagens de mamografia utilizando diferentes combinações (kV, mAs e combinações ânodo/filtro) de modo a que sejam cumpridos os requisitos da European Guidelines for quality assurance in mammography screening (EUREF). As medições de todos estes parâmetros foram realizadas com a ajuda do Fantoma Leeds Test Objects, modelo DMAM.

Posteriormente a medição da Kerma na superfície de entrada da pele efetuou-se utilizando um detetor eletrónico semiconductor, Unfors Xi, que foi colocado em cima do fantoma durante a realização das medições. A dose glandular média é possível ser calculada através da medição da Kerma na superfície de entrada da pele.

O trabalho encontra-se todo ele desenvolvido em torno da otimização da dose em Mamografia, enquadrando-se numa lógica de implementação do princípio ALARA, verificando se a dose recebida pelo doente submetidos ao exame de mamografia é tão baixa quanto possível.

A motivação para a realização deste trabalho deve-se ao facto da mamografia ser um exame de extrema importância para a deteção de um dos cancros mais incidentes no sexo feminino. Sendo o cancro da mama uma das doenças com mais impacto na nossa sociedade, sendo associado a uma imagem de grande gravidade e sendo a mama um órgão cheio de simbolismo, na maternidade e na feminilidade. O Técnico de Radiologia deve ter conhecimentos de vários parâmetros que afetam a qualidade de imagem e possibilitar a melhor qualidade de imagem possível para um bom diagnóstico com a mais baixa dose possível.

O objetivo deste trabalho é perceber qual a melhor combinação ânodo/filtro considerada "ideal" tendo em conta a otimização da dose, o kerma á superfície da pele e dose glandular média (DGM), sem nunca comprometer a qualidade do exame, para ser possível o melhor diagnóstico possível.

### 1.2 Estruturação do trabalho

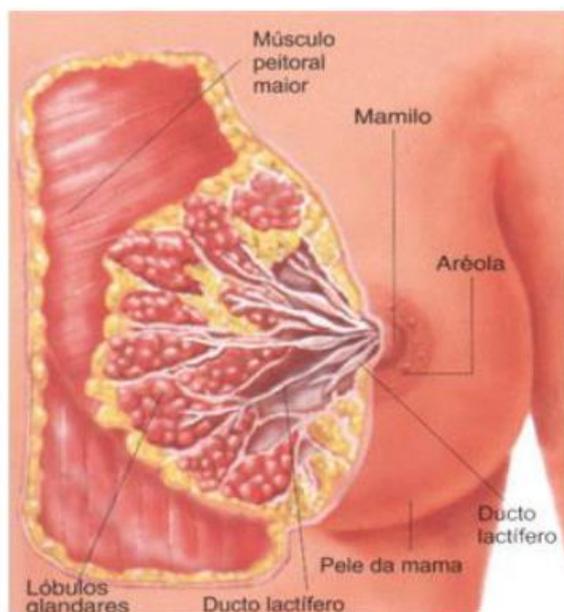
Durante todo o decorrer do trabalho são explicados toda a metodologia e materiais utilizados, sendo os resultados obtidos e a sua análise parte integrante do trabalho. O presente documento encontra-se estruturado da seguinte forma:

- Nos Capítulos 2 e 3 são descritos os conceitos fundamentais que permitem contemplar de uma forma teórica todo o trabalho.
- Nos Capítulos 4 e 6 são descritos os métodos e materiais utilizados para visualização das combinações de mAs, kV e ânodo/ filtro que cumprem os critérios de boa visualização e medição do Kerma no ar a partir de um detetor semicondutor e posteriormente procedendo ao calculo da Dose Glandular Média.
- Nos Capitulo 6, são apresentados os resultados, seguidos da discussão, através da visualização de gráficos e tabelas.
- No Capitulo 7, são apresentadas as considerações finais referentes ao documento.

## 2. Conceitos Fundamentais

### 2.1 Anatomia da Mama

As mamas são um órgão par que sofre a influência de várias hormonas sendo pouco desenvolvidas antes da puberdade. A mama é constituída pelo tecido glandular, corpo mamário, que segrega e excreta o leite, com vasos e nervos, distribuídos entre os lobos e lóbulos do tecido glandular.



**Figura 1** - Anatomia da Mama <sup>6</sup>

As mamas estão localizadas na porção ântero-posterior do tórax de cada lado do esterno, anteriormente ao músculo grande peitoral e no intervalo compreendido entre a 2ª e a 7ª costela. As mamas apresentam em média 12 a 13 cm de largura, 10 a 11 cm de altura e 5 a 6 cm de espessura.

O peso das mamas varia muito podendo oscilar entre 150 e 200 grama nas adolescentes, 400 a 500 grama na mulher nulípara e pode chegar a alcançar os 900 grama na mulher em

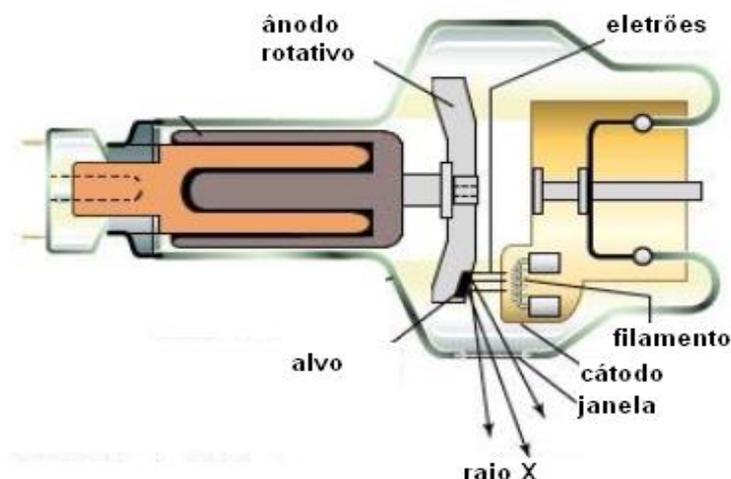
período de lactação. O volume das mamas aumenta durante o aleitamento podendo nessa altura o seu volume duplicar. Após a menopausa, as mamas entram em regressão com consequente diminuição de volume.

Na mulher adulta, a mama é uma eminência cónica ou hemisférica. O tamanho das mamas varia de uma mulher para outra e inclusive na mesma mulher, dependendo da sua idade e da influência das hormonas.

A zona central é o mamilo que tem uma forma cilíndrica ou cónica, com 1 cm de comprimento e 1,5 cm de largura na base, encontrando-se no centro da aréola e dirigindo-se obliquamente para diante e para fora.

## 2.2. Equipamentos de Raio X

Existem diferentes tipos de aparelhos de Raio X, que se identificam de acordo com a energia dos raios que produzem e pela forma como é utilizada. A ampola de Raio X é constituída por duas partes principais, o ânodo e o filamento do cátodo, como podemos visualizar na figura 2.<sup>7</sup>



**Figura 2** - Ampola de Raio X<sup>7</sup>

O ânodo corresponde á parte da ampola de raios X carregada positivamente. Existem dois tipos de ânodo, os rotativos e os estacionários, os ânodos rotativos permitem a dissipação de uma maior quantidade de calor devido ao facto da zona bombardeada pelos eletrões se encontrar em constante rotação.<sup>7</sup> O filamento do cátodo está, geralmente, colocado no interior de uma peça metálica (*focusing cup*), carregada negativamente, cuja função é minimizar a dispersão dos eletrões ejetados do cátodo, devido a existir entre os eletrões uma repulsão eletrostática, de forma a focar os eletrões sobre uma área reduzida do ânodo.<sup>7</sup> Geralmente, o cátodo é constituído por dois filamentos de diferentes tamanhos, o que permite, quando necessário, a utilização do filamento de menor tamanho, reduzindo o tamanho aparente da fonte de radiação X, contribuindo para a obtenção de imagens com melhor resolução espacial.<sup>7</sup>

A produção de raio X ocorre devido ao aquecimento do cátodo através de uma corrente elétrica elevada, que gera uma nuvem de eletrões em torno do filamento por efeito termiônico. OS eletrões são acelerados em direção ao ânodo por uma diferença

de potencial que é estabelecida entre o ânodo e o cátodo. Ao interagirem com o ânodo dissipam cerca de 99 % da sua energia sob a forma de calor e apenas 1 % sob a forma de radiação X, característica e de travagem.

O autotransformador é um dos principais constituintes de um equipamento de raios X. A sua função é fornecer uma d.d.p. precisa e constante aos circuitos do transformador de alta tensão e do cátodo, através do princípio de *line compensation* que mantém a d.d.p. constante, no final pela aceleração dos eletrões entre o ânodo e o cátodo e a corrente do filamento.<sup>7</sup> Os sistemas de controlo dos parâmetros mAs e kVp estão associados ao autotransformador. A d.d.p. determina a capacidade de penetração dos raios X, sendo que os ajustes destes ocorrem em terminações separadas no interior do autotransformador.<sup>7</sup>

A consola de operação do sistema de radiologia é o interface entre o equipamento e o Técnico de Radiologia, sendo que permite especificar a intensidade e a qualidade do feixe de radiação X através de vários parâmetros como os kVp, mAs, o tempo de exposição, entre outro.<sup>7</sup>

A quantidade de eletrões emitida pelo filamento é determinada pela sua temperatura, controlada pela corrente, medida em Amperes.<sup>7</sup> Os mAs estão diretamente relacionados com o número de eletrões que se movem do cátodo para o ânodo.<sup>7</sup>

Conforme aumenta a corrente no filamento, este aquece e existe uma maior libertação de eletrões por emissão termiónica. Esta corrente de eletrões é controlada através de um circuito independente, o circuito do filamento. A tensão deste circuito é produzida nas terminações do autotransformador e reduzida através de resistências de precisão para o valor de mA selecionado.<sup>7</sup> A corrente de tubo é monitorizada através da colocação de um amperímetro no centro do filamento secundário do transformador de alta tensão, para que o amperímetro não seja sujeito a d.d.p. muito elevadas.<sup>7</sup>

O gerador de alta tensão de um equipamento de raio X é responsável por converter a baixa tensão em quilovoltagem em forma de onda, sendo constituído por três partes principais: o transformador do filamento, o transformador de alta tensão e os circuitos de retificação.<sup>7</sup> Os transformadores de alta tensão podem ser de três tipos diferentes: monofásicos, trifásicos ou de alta frequência, sendo responsáveis por elevar a d.d.p. à saída do autotransformador até ao valor estabelecido pelo cátodo e o ânodo, como os transformadores só funcionam com corrente alterna, as formas de

ondas em ambos os lados de um transformador de alta tensão são sinusoidais.<sup>7</sup> Sendo que a única diferença existente entre a tensão primária e secundária são a amplitude, sendo a tensão primária medida em volt e a secundária medida em quilovolt.<sup>7</sup> A retificação da meia onda não permite que haja oscilações negativas da tensão durante a metade negativa do ciclo, enquanto na retificação de onda completa, o ciclo negativo corresponde á tensão inversa, se inverte, continuando a corrente positiva, ao contrário do que acontecia anteriormente onde a corrente resultante era uma sucessão de impulsos positivos separados por espaços onde não existia condução de corrente negativa.<sup>7</sup> Estas retificações permitiram que os elétrões emitidos pelo cátodo, por efeito termiônico, se dirijam sempre em direção ao alvo sem que haja inversão de sentido de deslocação a meio do percurso.<sup>7</sup>

Â quantidade de radiação que atinge o recetor de imagem está relacionada com a corrente de tubo e com o tempo de exposição e também com o valor de kVp, mesmo que neste caso não seja uma relação linear<sup>7</sup>.

Os Controladores automáticos de exposição mais utilizados são os semicondutores e os baseados em câmaras de ionização de placas paralelas, colocadas entre o recetor de imagem e o paciente devido á sua radiotransparência não têm interação com o processo radiográfico.<sup>7</sup> Devido ao facto de nos exames de mamografia existir grandes variações na espessura de tecido e respetiva composição, as câmaras devem ser calibradas, pois poderá resultar na obtenção de imagens com densidade ótica diferente da esperada.<sup>7</sup>

### 2.3 Mamografia

A mamografia é o estudo radiológico das mamas realizado com baixa dose de raios X. A mamografia, é um método de inquestionável importância no diagnóstico precoce e na deteção do cancro da mama.

O exame mamográfico é obtido através de um aparelho que se chama mamógrafo e por norma, são realizadas duas incidências básicas para cada mama, a Incidência Crânio Caudal e a Incidência Médio Lateral.

A mamografia é um exame que causa bastante ansiedade, principalmente às pacientes que vêm realizar o exame pela primeira vez, por considerarem o equipamento invasivo e terem receio da dor e dos resultados.

O Técnico de Radiologia deve tentar diminuir a ansiedade que geralmente afeta as pacientes, começando por manter uma relação de empatia com a paciente, compreender a situação pela qual está a passar, explicar os procedimentos, utilizando uma linguagem clara e apropriada para que esta possa compreender, e esclarecer todas as dúvidas e questões acerca do exame, de modo a aumentar a sua colaboração.

O Técnico de Radiologia deve explicar à paciente que irá ser feita uma compressão cada vez que uma imagem for efetuada, sendo muito importante que seja feita de forma correta e com a máxima colaboração da paciente. A compressão vai permitir visualizar melhor os tecidos mamários e também faz com que a dose de radiação absorvida seja menor. Esta compressão é desconfortável mas não tem necessariamente que provocar dor, isso vai depender da densidade mamária e da sensibilidade da pessoa.



**Figura 3-** Sistema Mammomat Novation da Siemens

### 2.3.1 Conceitos

Atualmente o equipamento de mamografia consiste num tubo de radiação X e um recetor de imagem colocado do lado oposto de um conjunto mecânico. A mama é colocada num suporte, sendo comprimida por uma unidade compressora. A radiação

que é proveniente do tubo de raios X, passa por um filtro metálico e por um colimador (abertura que permite a abertura do feixe de radiação x), sendo transmitida à mama.<sup>8;9</sup>

Os raios-X transmitidos pela mama são incidentes numa grelha de anti-difusão atingindo posteriormente o recetor de imagem, onde os fotões interagem e depositam a sua energia localmente, formando assim a imagem. Uma fração de radiação X atravessa o recetor sem interação, atingindo um sensor, o qual é utilizado para ativar o controlador automático de exposição.<sup>8;9</sup>

A unidade de mamografia pode ainda possuir um acessório para realizar biópsias estereotáxicas, que realiza a imagiologia da região selecionada em mais do que uma direção, permitindo calcular a posição tridimensional da anormalidade mamária e conseqüentemente a sua investigação clínica.<sup>1</sup>

De seguida serão analisados alguns componentes do equipamento de mamografia:

### *2.3.1.1. Fonte de Raios-X*

Os raios-X usados na mamografia são provenientes do bombardeamento de eletrões de um filamento de Tungsténio (cátodo) para um alvo metálico (ânodo), geralmente de molibdénio. O filamento de Tungsténio aquece com a passagem da corrente elétrica, normalmente superior a 200 mAs para pequenas exposições de tempo. Os eletrões do tubo de raios-X adquirem, assim, energia térmica suficiente para abandonar o cátodo, sendo acelerados em direção ao ânodo, devido à energia de potencial elétrico (abaixo de 35 kVp).<sup>1;8;9</sup> Através da desexcitação eletrónica do elemento do ânodo são produzidos raios-X. Os fotões resultantes são produzidos em todas as direções, pelo que é necessária a existência de um colimador e de filtros para limitar e direcionar a saída da radiação. Geralmente, o tubo de raios-X utiliza um ânodo rotativo nos quais os eletrões do cátodo atingem o ânodo-alvo num ângulo reduzido (0° a 16°) de incidência normal.<sup>1;8;9</sup>

Dada a impossibilidade do uso de raios-X monoenergéticos, a forma espectral pode ser controlada pelo ajuste da diferença de potencial, da escolha do material do alvo e da espessura do filtro metálico colocado entre o tubo de raios-X e a mama.<sup>1;8;9</sup>

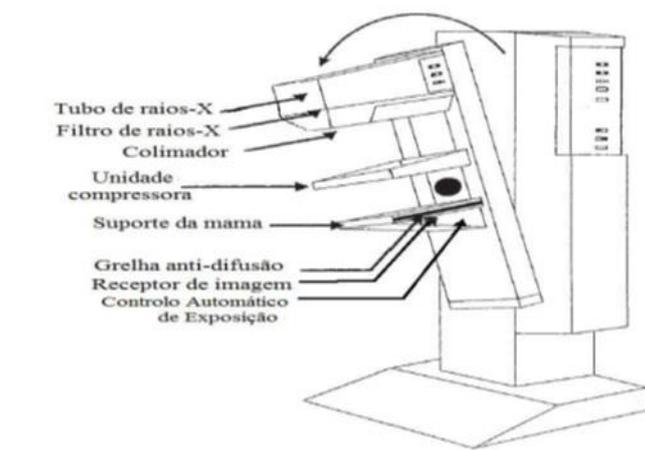
Mais de 99% da energia dos eletrões é dissipada no ânodo como calor. A superfície inclinada e a distribuição do bombardeamento de eletrões ao longo do ânodo rotacional permitem que a energia seja distribuída por uma área maior do alvo, enquanto apresenta um ponto focal efetivo mais reduzido. O ponto focal efetivo

corresponde à região do ânodo envolvido na produção dos raios-X. Esta região é determinada pela largura do feixe de elétrons que atinge o ânodo e pelo ângulo de inclinação. O tamanho do ponto focal limita o poder de resolução do equipamento. Pontos focais pequenos geram imagens mais detalhadas, com melhor resolução espacial, sendo usados para ampliação de imagens, o que permite a detecção de, por exemplo, microcalcificações no exame. Pontos focais maiores permitem melhor dissipação do calor. O ângulo com que os elétrons atingem o alvo também melhora a dissipação do calor, mas implica que o ponto focal efetivo varie ao longo da imagem. Em equipamentos modernos, o tamanho típico do ponto focal para a mamografia normal de contacto é de 0,3 mm, enquanto o ponto focal menor usado principalmente para a ampliação é de 0,1 mm.<sup>1;8;10</sup>

### ***2.3.1.2. Filtro de Raios-X***

A colocação de um filtro de molibdénio na saída do tubo de raios-X permite a eliminação dos fotões de energia reduzida, possibilitando a diminuição da dose de radiação transmitida à mama. Este filtro permite ainda a filtração de fotões de energia superiores a 20 KeV dada a elevada absorção de fotões pelo molibdénio nessa faixa de energia. Assim, ocorre a formação de imagem com elevado contraste e com menor dose absorvida pelo doente.<sup>11</sup>

Na existência de densidades mamárias superiores, com maior quantidade de tecido glandular, o contraste obtido com o filtro anterior é mais reduzido. Para melhorar o contraste são utilizadas diferentes combinações de filtro, tal como alvo de molibdénio (Mo) e filtro de ródio (Rh), que fornece um espectro com maior penetração em comparação com a combinação molibdénio/molibdénio.<sup>12</sup> A combinação de alvo de molibdénio e filtro de molibdénio/níquel pode ser potencialmente usado para densidades mamárias mais reduzidas.<sup>1</sup>



**Figura 4-** Diagrama esquemático de um equipamento de mamografia<sup>8</sup>

### 2.3.1.3. Grelhas anti-difusão

Dado que a mamografia é um exame efetuado com reduzida dose de radiação, a probabilidade dos raios-X se difundirem através da mama pelo efeito de Compton é relativamente elevado. O efeito de Compton ocorre quando um fóton de raios-X interage com eletrão externo da matéria. O fóton transmite energia para o eletrão e para mover o eletrão em direção diferente, enquanto o eletrão é ejetado, tornando-se uma partícula ionizante.<sup>13</sup> As grelhas anti-difusão são usadas para eliminar a perda de contraste da imagem produzidas através da radiação difusa, impedindo esta de atingir o recetor de imagem, e permitindo a passagem da radiação primária (não difusa) que formará a imagem. Na ausência deste tipo de dispositivos, 37% a 50% da radiação total incidente no recetor de imagem teria sido difundida na mama. As grelhas encontram-se posicionadas entre o suporte da mama e o recetor de imagem (como ilustrado na figura 4). Estas grelhas são compostas por lâminas opacas aos raios X, que devem ser finas para não ocorrer deterioração da qualidade da imagem e o material com que são feitas não deve emitir raios X secundários (por efeito de Compton, por exemplo) para não interferir na imagem.<sup>1;8;9</sup>

As redes são definidas em função da razão da rede ( $h/d$  - razão entre a altura da grelha ( $h$ ) e a distância entre os centros de duas barras consecutivas ( $d$ )) e da densidade de barras ( $1/(d+e)$  - inverso da soma da distância entre duas barras consecutivas ( $d$ ) e a espessura do espectro da grelha ( $e$ )).<sup>1;8;9</sup>

### 2.3.1.4. Dispositivo de compressão

A compressão da mama é importante na mamografia pois permite:

- a redução da dose de radiação absorvida e a homogeneização dos raios-X no filme, reduzindo o ruído;
- a imobilidade do doente, melhorando a imagem;
- o achatamento dos diferentes tecidos mamários, minimizando a sobreposição de diferentes planos da mama;
- o melhoramento do contraste da imagem;
- a profundidade da mama torna-se semelhante em todo o volume.

A compressão é geralmente efetuada por um sistema pneumático automático que permite ajustes de compressão. Este sistema deve comprimir a mama entre 130 N e 150 N.<sup>1</sup>

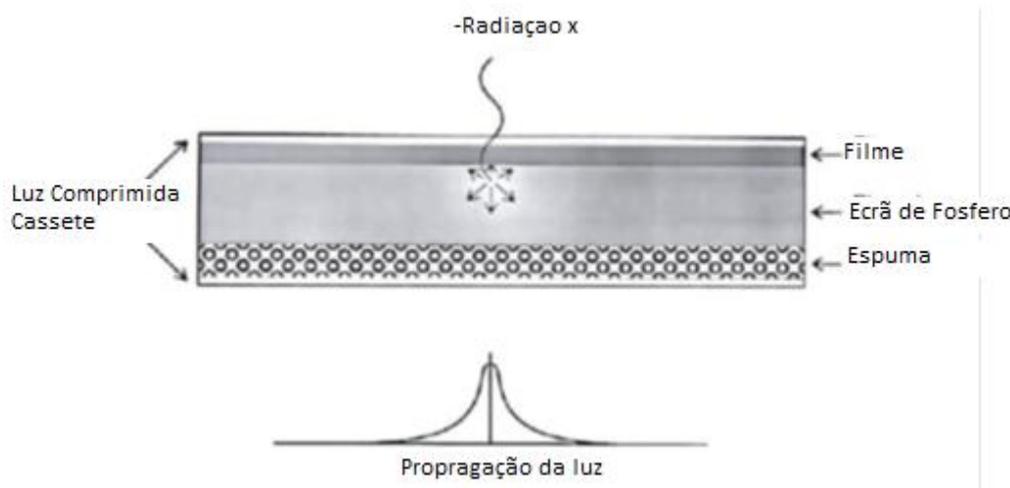
### 2.3.1.5. Recetor de imagem

O sistema de ecrã-filme (*Film-screen Mammography*) é convencionalmente usado como recetor de imagem. Com este sistema, os raios-X passam o invólucro da cassete à prova de luz e o filme e colidem num ecrã intensificador de fósforo. Os cristais de fósforo absorvem a energia e produzem luz visível com uma distribuição isotrópica. A emulsão do filme é pressionada contra o ecrã, impedindo a dispersão dos fotões, o que degradaria a resolução espacial. O ecrã é geralmente tratado com produtos químicos que absorvem a maioria da luz, o que permite uma imagem mais apurada. Assim, os fotões penetram novamente o filme, formando a imagem, Figura 5. Um dos fósforos geralmente usado na mamografia corresponde ao oxissulfato de gadolínio.<sup>1;8;9</sup>

O processamento do filme é um fator chave na obtenção de mamografias de elevada qualidade. Fatores críticos no processamento do filme são a temperatura de desenvolvimento, o tempo e a taxa de reposição dos químicos envolvidos de modo a permitir manter um contraste adequado.<sup>1;8;9</sup>

Com esta técnica, pode ocorrer perda de contraste na imagem devido à energia do feixe, à combinação ecrã/filme, ao processamento do filme, à quantidade de radiação, às condições de visualização, e ao facto de o filme ser simultaneamente recetor, meio de visualização e meio de armazenagem a longo prazo da imagem. A seleção da combinação ecrã-filme envolve medidas tais como a resolução, a

velocidade da radiografia, o design da cassete, as características do contraste do filme, as preferências do radiologista e o custo.<sup>1;8</sup>



**Figura 5-** Visualização de uma secção de um sistema de ecrã-filme para mamografia

### 2.3.1.6. Controlo Automático de Exposição

Operações adequadas de controlo automático de exposição (*Automatic Exposure Control*) são essenciais para a obtenção de mamografias com boa resolução da imagem e quantidade de radiação ajustada independentemente da densidade mamária e da qualidade do feixe usado. O controlo automático de exposição controla o tempo de exposição em cada exame através de sensores, adequando a quantidade de radiação à espessura da mama comprimida.<sup>1;8</sup>

O controlo automático de exposição possui sensores de radiação, um amplificador e um comparador de voltagem para controlar a exposição e a densidade mamária. O sensor, localizado na parte inferior do recetor de imagem, consiste numa câmara de ionização simples ou um *array* de três ou mais díodos semicondutores. O sensor mede o fluxo residual de fótons de raios-X transmitidos através da mama, da grelha anti-difusão e do recetor de imagem. Durante a exposição, a interação de raios-X no sensor liberta eletrões que são recolhidos por um condensador. Quando a voltagem que passa por este é equivalente a uma determinada voltagem-padrão num comparador, a exposição termina. Assim, a radiação adequada é automaticamente selecionada no tubo de raios-X. A localização do sensor deve ser ajustável para se poder localizar na parte inferior da região apropriada da mama, com uma densidade adequada. Em equipamentos modernos, o controlo automático de exposição é baseado em microprocessadores, realizando correções durante a exposição.<sup>1;8</sup>

## 2.4 Combinações ânodo/filtro

Existem estudos que indicam que a melhor energia para o uso da mamografia seria uma gama de energias compreendidas entre 15 a 25 keV, dependendo muito da espessura e da composição da mama. Baixas energias (inferiores a 15 keV) proporcionam uma dose significativa na mama e energias elevadas (superiores a 35 keV) diminuem o contraste na mama.<sup>14</sup>

Geralmente são utilizados sempre ânodos rotativos e o material mais utilizado normalmente é o molibdênio (Mo), embora também sejam encontrados alvos de ródio (Rh) e tungstênio (W).<sup>14</sup>

A radiação característica ocorre entre 17,5 keV e 19,6 keV para o molibdênio e entre os 20,2 keV 22,7 keV para o Ródio. Estes são os valores referência e considerados ideais para produzir imagens de boa qualidade com doses razoavelmente baixas para a mama.

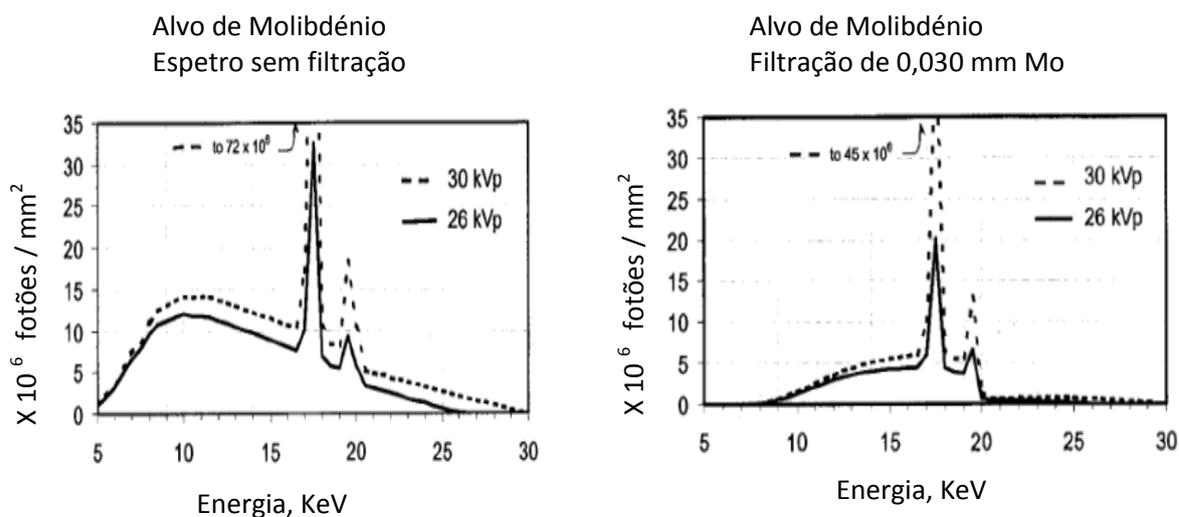
As energias do ródio maiores em relação às do molibdênio, são muito úteis para estudos mamográficos de mamas mais densas, pois o feixe formado por energias mais altas torna-se mais penetrante. Para produzir fótons com energias maiores que 20 KeV utiliza-se filtros de molibdênio e filtros de Ródio para energias superiores a 23 KeV.<sup>14</sup>

As combinações ânodo/filtro de Mo/Rh e Rh/Rh requerem exposições 30% e 50% mais baixas para obter a mesma densidade ótica que seria obtida com uma combinação Mo/Mo. Para mamas consideradas pequenas utiliza-se Mo/Mo e baixa d.d.p. para se obter imagens com maior contraste. Para mamas espessas utiliza-se combinações Mo/Rh e Rh/Rh, pois proporcionam contrastes similares, porém com uma redução significativa na dose.<sup>14</sup>

A atenuação dos filtros diminui com o aumento da energia dos raios X, o que permite uma janela de transmissão de fótons de radiação X característica e de travagem. Quando existe um aumento abrupto do coeficiente de atenuação ocorre acima da camada K, significa que ocorre a redução dos fótons de energia mais elevados do espectro.<sup>14</sup>

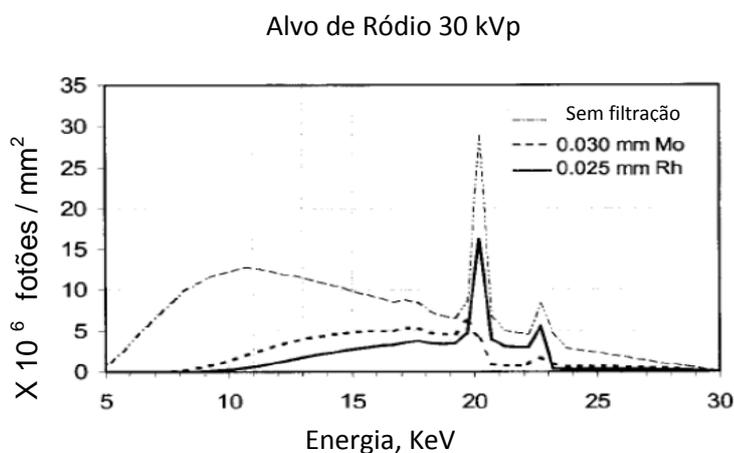
Quando é utilizado um ânodo de molibdênio é recomendado que se utilize um filtro de 30  $\mu\text{m}$  de molibdênio ou 25  $\mu\text{m}$  de ródio, pois estes ânodos fornecem raio X característicos necessários para ser obtida uma imagem com espectro de emissão de raio X adequada.<sup>14</sup>

Na seguinte figura 6 visualiza-se os espectros de raio X, antes e após a filtração de Mo com 30  $\mu\text{m}$  de Mo, a 26 e a 30 kVp.<sup>14</sup>



**Figura 6-** Espectros de Raio X de Molibdénio antes e depois da filtração de 30  $\mu\text{m}$  de Mo<sup>15</sup>

A combinação entre o alvo de Mo e 25  $\mu\text{m}$  de Rh é frequentemente utilizadas em mama com uma densidade maior, produz uma maior energia eficaz quando comparada com uma combinação Mo/Mo, o que permite uma transmissão de fotões de raio X entre os 20 e os 23 keV.<sup>15</sup> No caso de o ânodo ser de Rh deverá ser aplicada uma filtração de 25  $\mu\text{m}$  de Rh, o que permitirá obter raios X de alta qualidade uma vez que haverá maior poder de penetração.<sup>14</sup> Esta combinação possui uma energia de radiação característica mais elevada, de 20,2 e 22,7 KeV, como podemos visualizar na figura 7.<sup>14</sup>



**Figura 7-** Combinação Rh/Rh e Rh/Mo<sup>15</sup>

Um filtro de Mo com um alvo de Rh não deverá nunca ser utilizado, uma vez que a alta atenuação da camada K do filtro de Mo ocorre na energia característica do Rh.<sup>15</sup>

Em alguns equipamentos de mamografia são utilizados alvos de tungstênio com filtros de Mo e Rh.<sup>15</sup> O aumento da eficiência da produção da radiação de Bremsstrahlung em relação ao Mo e Rh é superior, mas sem qualquer radiação característica, pois os raios X característicos que são visualizados na camada L não apresentam qualquer valor para os estudos em mamografia, porque a sua energia é de aproximadamente 12 keV, desta forma, é demasiado baixa para conseguir penetrar a mama, estes fótons que são absorvidos apenas contribuem para aumentar a dose absorvida pelo paciente.<sup>15</sup>

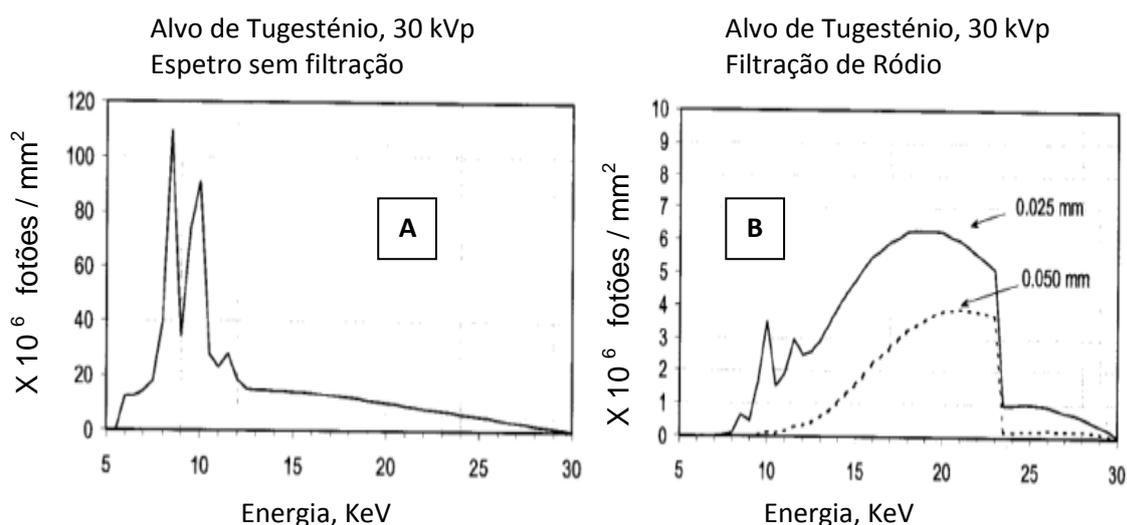


Figura 8– a) alvo de tungstênio sem filtração

b) alvo de tungstênio com filtração<sup>15</sup>

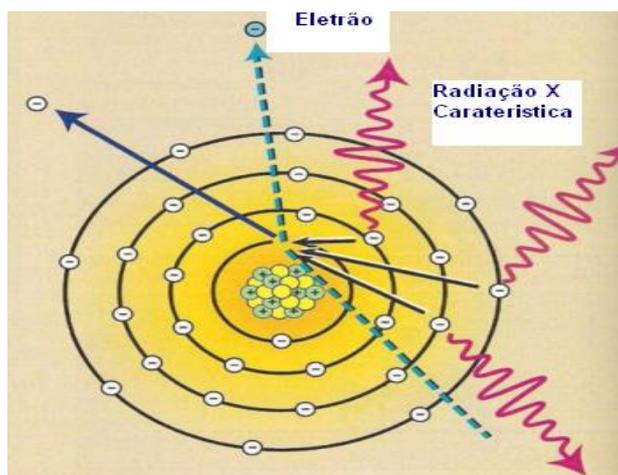
## 2.5 Produção da Radiação X

A radiação X é produzida quando os elétrons emitidos pelo cátodo são fortemente atraídos pelo ânodo, alcançando-o com uma grande energia cinética. A principal função do tubo de raio X é acelerar os elétrons do cátodo em direção ao ânodo.<sup>7</sup>

O ânodo é o eletrodo positivo que permite a conversão dos elétrons incidentes em radiação X e calor, e o cátodo é o eletrodo negativo do tubo tendo como função emitir elétrons em direção ao ânodo.<sup>7</sup>

Os elétrons acelerados que se deslocam do cátodo para o ânodo constituem a corrente do tubo de raio X.<sup>7</sup> Estes elétrons acelerados tanto podem interagir com os elétrons das orbitas como com o núcleo dos átomos do alvo, sendo que estas interações resultam na conversão da energia cinética em energia térmica (calor) e energia eletromagnética em forma de radiação X e radiação infravermelhos, como podemos visualizar na figura, que explica a produção de radiação X característica.<sup>7</sup>

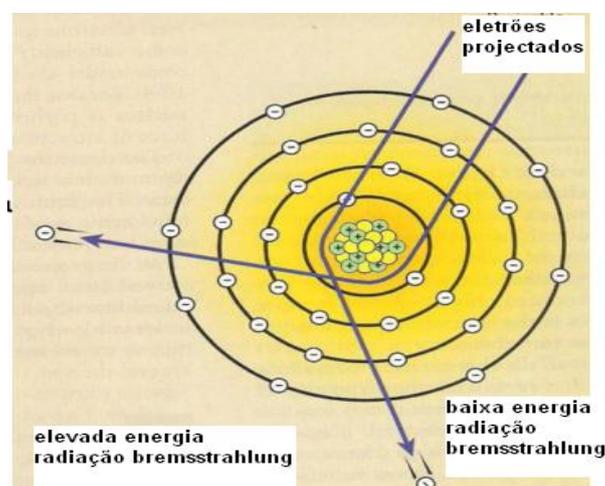
Se houver uma interação do elétron com a camada interna do átomo e não com um da camada externa são produzidos os raios X característicos. A radiação característica tem origem quando a interação é suficientemente violenta para ionizar o átomo do alvo, eliminando assim totalmente um elétron da camada interna.<sup>7</sup> Os elétrons da camada interna encontram-se fortemente ligados ao núcleo, tendo por isso uma energia de ligação superior aos elétrons da camada externa.



**Figura 9-** Produção de radiação X característica<sup>7</sup>

Na figura é possível visualizar a forma como a radiação é produzida, na qual quando o elétron ioniza um átomo do ânodo e remove um elétron da camada k, origina uma lacuna temporária nessa camada, sendo este estado excitado corrigido quando se verifica uma “queda” de um elétron da camada externa.<sup>15</sup> A transição de um elétron da camada externa para a camada interna é acompanhado pela emissão de um raio X característico.<sup>15</sup>

Existe um segundo tipo de interação, onde o elétron pode perder a sua energia cinética quando interage com o núcleo do átomo do alvo, sendo este tipo de interação a energia cinética do elétron convertida em energia bremsstrahlung, na qual um elétron que evite por completo elétrons das orbitais pode aproximar-se suficientemente do núcleo e como o elétron tem uma carga positiva e o núcleo uma carga negativa, surge entre eles uma grande atração electrostática, ou seja, quanto maior a proximidade com o núcleo maior será a sua influência sobre o campo electrostático do núcleo.<sup>15</sup> O elétron ao passar pelo núcleo 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, sendo este tipo de raios X conhecidos como radiação de travagem, conhecida também como bremsstrahlung, como podemos ver na figura 10.<sup>15</sup>



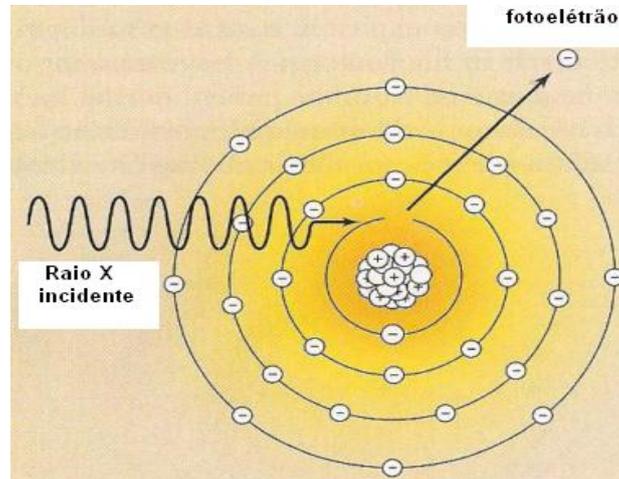
**Figura 10-** Produção de radiação X de travagem<sup>7</sup>

### 2.5.1. Interação da Radiação X com a Matéria

As interações básicas que se produzem entre os raios X e a matéria em geral, obedecem a cinco mecanismos, o efeito fotoelétrico, a dispersão, a produção de pares, o efeito de Compton e a a fotodesintegração. Destes cinco mecanismos existem dois que possuem maior interesse radiológico, o Efeito fotoelétrico e o Efeito de Compton.<sup>7</sup>

Os raios X com interesse para diagnóstico também podem experimentar a interação de ionização com os elétrons das camadas internas dos átomos do alvo, nestas interação o fóton de raio X não se dispersa, é absorvido totalmente pelo átomo

retirando-lhe um elétron, o elétron eliminado do átomo, denominado de fotoelétrão, abandona-o segundo uma direção definida pelo ângulo e com uma energia cinética igual à diferença entre a energia de ligação do elétron ao átomo e a energia do fóton incidente.<sup>7</sup> A este processo chama-se efeito de fotoelétrico, representado na figura 11.



**Figura 11** – Produção do Efeito Fotoelétrico<sup>7</sup>

No efeito de Compton os raios X podem interagir com os elétrons da camada externa do átomo e no decorrer deste processo o fóton X incidente interage com um elétron 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.<sup>7</sup> O elétron ejetado denomina-se de elétron de Compton ou elétron secundário. Em radiologia este efeito apresenta uma enorme importância, embora num sentido adverso, pois os raios X dispersos não contribuem para a informação útil da imagem, significando assim uma redução na qualidade de imagem da mesma.<sup>7</sup> Na figura 12 podemos visualizar a produção do efeito de Compton.

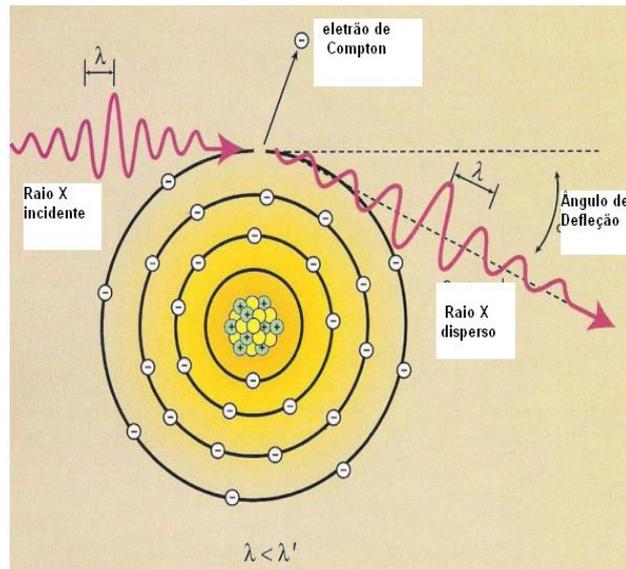


Figura 12- Produção do Efeito de Compton<sup>7</sup>

## 2.6. Qualidade de imagem em Mamografia

Existem um conjunto de fatores que afetam a qualidade de imagem num exame de mamografia, sendo os principais, a resolução, o brilho, o contraste, a distorção, o ruído e por fim o índice de exposição.<sup>6</sup>

A resolução é definida como a nitidez ou detalhe das estruturas registadas na imagem é mais um dos fatores que afetam a qualidade de imagem digital combina fatores tradicionais como fatores geométricos, o tamanho do ponto focal, a dimensão do pixel de aquisição e a movimentação do paciente. A resolução é também controlada pela matriz de visibilidade, ou seja, depende da capacidade de visibilidade do monitor de imagem.<sup>6</sup>

O brilho é definido como a intensidade da luz apresentada pelos pixéis individualmente na imagem do monitor, pode ser descrito como o grau de enegrecimento da imagem processada, sendo que quanto maior a densidade, menor será a luz que atravessa a imagem.<sup>6</sup>

A distorção é definida como sendo a representação inadequada do tamanho ou da forma do objeto projetado.<sup>6</sup> Sendo importante salientar que nenhuma imagem radiológica reproduz o tamanho exato do corpo exposto, existe sempre um grande de distorção ou de ampliação da imagem que resulta da distância objeto – detetor e assegurando que o objeto em estudo e o raio central se encontram alinhados.<sup>6</sup>

O contraste é definido como a diferença de brilho entre as áreas mais claras e mais escuras na imagem.<sup>6</sup> Assim sendo, a resolução de contraste refere-se a capacidade de um sistema distinguir tecidos semelhantes. Atualmente os sistemas de imagem digital são desenvolvidos de forma a apresentar eletronicamente o contraste ideal da imagem, em que o contraste modificado pelo processamento digital recorrendo a algoritmos discretos, ao contrario do que acontecia antigamente com os sistemas filme/ecrã, onde a tensão aplicada é o fator de controlo no contraste da imagem, fator este que pode ser ajustado através do pós processamento da imagem digital.<sup>6</sup>

O ruído é definido como a alteração aleatória que obscurece ou reduz a claridade, na imagem é apresentado como uma aparência granulada, sendo que 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 os outros fatores que afetam negativamente a imagem final são considerados o ruído da imagem.<sup>6</sup>

O índice de exposição é conhecido como o valor de sensibilidade, sendo o valor numérico que apresenta a exposição da imagem captada pelo recetor, este índice é dependente da intensidade da radiação que chega ao detetor, calculado a partir do kV, dos mAs, área total irradiada pelo detetor e dos objetos expostos.<sup>6</sup>

### 3. Grandezas Dosimétricas

Desde que surgiram as primeiras preocupações com a possibilidade das radiações ionizantes introduzirem detrimentos à saúde humana, apareceram os métodos, caracterização e medição da radiação, bem como de definição de grandezas que expressassem como realismo a sua interação com o tecido humano. Obviamente que o objetivo final era estabelecer a correlação dos valores de tais grandezas, entre si e com os riscos de dano. Em mamografia as grandezas consideradas de maior relevância são o Kerma, na superfície de entrada da pele do paciente, e a dose glandular média.

#### 3.1 Kerma na superfície de entrada

A União Europeia classifica esta quantidade física como sendo um nível de referência de diagnóstico, para que seja possível uma otimização de dose para o paciente. Existem diferentes doses para o paciente no exame de radiologia, sendo a exposição na pele a primeira a ser atingida e por isso chamada de exposição à entrada da pele. A dose na entrada da pele tem o valor mais elevado de todas as doses.<sup>16</sup>

Para medir a dose à entrada da pele é utilizado um sensor semicondutor ou câmara de ionização. As exposições para a medição da dose à entrada da pele, são realizadas para que se reproduza as mesmas condições clínicas para uma incidência crânio caudal, as medidas são realizadas posicionando o sensor semicondutor no simulador da mama padrão de espessura de 4,5 cm (como descrito pela Organização Europeia de Referência para Qualidade Assegurada no rastreamento mamário e serviços de diagnóstico (EUREF)<sup>16</sup> ou utilizando uma câmara de ionização posicionada no suporte do lado do simulador da mama padrão, para que haja uma leitura da kerma incidente no ar. Este sensor deverá ser previamente calibrado de forma a reproduzir com a maior precisão as condições do exame.

### 3.2 Dose glandular média

A dose glandular média é definida como a dose média absorvida no tecido glandular no interior da mama comprimida no exame de mamografia. A dose glandular média é a grandeza dosimétrica que melhor caracteriza o risco de carcinoma induzido por radiações ionizantes.<sup>6</sup>

Os valores de dose glandular média podem ser obtidos através de dois métodos dosimétricos: um que é baseado no kerma incidente no ar, associado aos valores de conversão tabelados que dependem da camada semi-redutora, da espessura e da composição glandular da mama. O outro método que se utiliza é a medição direta com dosímetros termoluminescentes inseridos num simulador dosimétrico.

A dose glandular média diminui com o aumento da espessura da mama, para a mesma composição e para a mesma qualidade de feixe, o que acontece devido ao feixe ser atenuado mais rapidamente e os tecidos glandulares mais afastados da entrada da dose na pele recebem muito menos dose na mama quando esta tem uma maior espessura.

Dados com origem em programas de rastreio do cancro da mama, na Suécia, no Reino Unido, na Noruega e na Holanda mostram que os níveis de dose glandular média para uma mamografia convencional deverão ser entre 0,8 e 2,5 mGy para técnicas radiológicas utilizadas para radiografar um fantoma de acrílico de 4,5 cm de espessura.<sup>17</sup>

A dose glandular média é a dose média absorvida pelo tecido mamário, calculada recorrendo a expressão<sup>18</sup>:

$$DGM = kgcs \quad (1)$$

Utilizando um fantoma de simulação de uma mama PMMA com uma espessura de 4,5 cm. As unidades em que é calculada a DGM são mSy.

Na equação 1:

DGM- Dose Glandular Média

k- Kerma (dose a entrada da pele), com ausência de dispersão, na superfície de entrada da mama. Medido com o auxílio do detector Unfors Xi.

g- corresponde ao Fator de conversão do kerma incidente na mama, em dose glandular média, para 50% de glandularidade, este fator é estimado com a razão da

energia absorvida nos tecidos glandulares pelo produto kerma no ar incidente (sem retro-dispersão).

c- corresponde ao fator de correção para diferentes composições da mama com glandularidades diferentes de 50%.

s- depende do filtro escolhido para cada exposição, é o fator que corrige para diferenças no espectro daquele considerado em cálculos de Monte Carlo.

Para obtermos o fator c e g recorreremos as tabelas 2 e 3, em função do valor de HVL apresentados na tabela, para calculas as constantes c e g necessárias para posterior obtenção da Dose Glandular Média.

Para obtermos o valor do fator s varia em função do espectro de raio X utilizado, obtém-se esse valor diretamente da tabela 1.

Uma DGM de 1,3 e 1,5 mGy são comuns num estudo da mama com 4 cm de espessura, ou seja, é uma dose muito mais elevada do que para a maioria dos restantes órgãos do corpo, o que se deve ao facto de para a mamografia se utilizar uma energia relativamente mais baixa em comparação com a radiologia convencional, sendo que a corrente utilizada é mais elevada. <sup>6</sup>

**Tabela 1** – Valor do Fator s em função do espectro<sup>18</sup>

Espetro de Raio X	Fator S
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 2** - Valor do fator c em função do HVL<sup>18</sup>

Espessura de PMMA	Equivalente Espessura de Mama (mm)	Equivalente espessura de tecido mamário	Fator C HVL em mm						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
30	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	0.946	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	1.088
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.134
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.207

**Tabela 3** - Valor do fator g em função do HVL<sup>18</sup>

Espessura de PMMA	Equivalente Espessura De PMMA	Fator g (mGy/mGy) HVL (mm)							
		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
0.40	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

### 3.3 Espessura semi-condutora

A espessura semi-condutora de um feixe de raio X em mamografia é da ordem de 0,3 – 0,45 mm Al para os kVp e combinações ânodo/filtro utilizados. Por norma o HVL aumenta em função do aumento dos kVp, com o aumento do número atômico das combinações ânodo filtro, dependendo também da espessura da mama. Para combinações ânodo/filtro Mo/Mo a 30 kVp o HVL é de 0,35 mm de Al, ou seja, o correspondente a um HVL no tecido mamário de aproximadamente 1 a 2 cm.<sup>7</sup>

Podemos visualizar na tabela as guidelines da ACR, onde de acordo com a combinação ânodo/filtro existe um valor recomendado de HVL.

**Tabela 4** – Valor de HVL recomendado para cada combinação ânodo/filtro<sup>15</sup>

Tensão (kV)	Combinação ânodo/filtro			
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Rh
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

## 4. Materiais

### 4.1 Equipamento Utilizado

O equipamento utilizado para a realização das medições descritas neste trabalho, foi o Siemens Mammomat Novation DR.<sup>19</sup>

Mammomat Novation DR apresenta como diferencial a possibilidade de realizar exames digitais de campo aberto (*Full Field Digital Mammography*) e de campo fechado (Opdima), e também estereotaxia (um tipo de biopsia) analógica ou digital, no mesmo equipamento em que se executam os exames analógicos na forma convencional.<sup>19</sup>

Outra característica deste equipamento é o tamanho do campo de imagem (FOV – *Field of View*), de 24 cm x 29 cm. Este é o maior padrão já utilizado em exames analógicos, ideal para mamas grandes. Com design ergonômico e acesso fácil, o MammomatNovation DR permite à paciente adotar diferentes posições para o exame, em pé, sentada em cadeira de rodas ou deitada na maca.<sup>19</sup>



**Figura 13** - Equipamento Mammomat Novation Dr<sup>19</sup>

### 4.2 Fantoma DMAM

Para realização do trabalho foi necessário recorrer ao fantoma de simulação de uma mama com 4.5 cm 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.<sup>20</sup>

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 2 cm do recetor de imagem alinhado com o seu bordo torácico e comprimido com o compressor.<sup>20</sup>

Este 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 180 mm x 240 mm, fornece 62 detalhes de contraste em 6 tamanhos diferentes com diâmetro de 0,1 mm a 2,0 mm num intervalo de 0,489% para 27,56%, utilizando Mo/Mo a 28 kV.<sup>20</sup>



**Figura 14-** Fantoma DMAM<sup>20</sup>

### 4.3 Unfors Xi para mamografia

Para medirmos a dose a entrada da pele, utiliza-se o Unfors Xi para mamografia. Fez-se uma medição para cada valor de kV utilizado em cada medição.<sup>21</sup>

Uma característica única do detetor Unfors MAM Xi é a sua capacidade para medir diretamente o HVL para cada exposição, sem a necessidade de filtros e exposições múltiplas. Além disso, o padrão Unfors Xi detector MAM mede simultaneamente kVp (Mo / Mo), a dose, a taxa de dose, HVL, tempo e formas de onda em qualidades de feixe comuns (Mo / Mo, Mo / Al, Mo / Rh, Rh / Rh, Rh / Al e W / Rh) utilizados hoje em mamografia.<sup>21</sup>



Figura 15 - UnforsXi<sup>21</sup>

## 5. Métodos utilizados

As medições foram realizadas no Hospital do Lusíadas, em Lisboa. Como foi referido anteriormente o equipamento utilizado foi o Siemens Mammomat Novation DR e o fantoma utilizado foi o DMAM, com uma placa de PMMA de 4,5 cm de espessura a simular uma mama.

Procedeu-se então as medições onde realizamos exposições com valores de tensão (kV) entre 25 kv e 32 kv e diferentes correntes (mAs) para cada exposição. Para cada exposição procedeu-se a análise da imagem resultante, onde foram avaliados os seguintes parâmetros: contraste, a relação Contraste/ruído e o teste dos filamentos.

### 5.1 Razão Contraste para Ruído (CNR)

Para calcular a CNR foram utilizadas placas de PMMA de 4,5 cm de espessura com o objeto teste de alumínio com 0,2 mm de espessura no topo. O quadrado de alumínio foi posicionado no centro do potter. Foi feito em primeiro lugar uma exposição em modo automático e todas as seguintes em modo manual. Mediu-se em seguida com a ajuda de uma ROI o valor médio do pixel e o desvio padrão.

Segundo a EUREF, o valor da CNR é calculado para um objeto de teste específico (placas de PMMA de 4,5 cm e alumínio com 0,2 mm de espessura no topo) a partir da equação 2:<sup>16</sup>

$$CNR = \frac{\text{valor do pixel(sinal)} - \text{valor do pixel (fundo)}}{\sqrt{\left(\frac{\text{desvio padrão(sinal)}^2 - \text{desvio padrão (fundo)}^2}{2}\right)}} \quad (2)$$

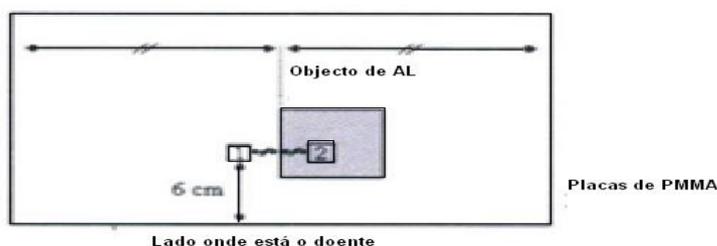


Figura 16 - Desenho do Fantoma utilizado para Medições do CNR<sup>2</sup>

## 5.2 Resolução de Contraste

O contraste da imagem é determinado através de detalhes circulares com diâmetros entre 0,1 mm e 2 mm de espessura. Estes detalhes circulares são gravados num objecto de fundo equivalente (em termos de atenuação) de 50 mm de PMMA. Este bloco que contém os detalhes circulares deve ser colocado a uma altura de 25 mm acima do suporte da mama.

Efetuuou-se uma imagem para um conjunto alargado de parâmetros de exposição e procedeu-se à contagem dos detalhes circulares visíveis para cada espessura comparando posteriormente com cada valor da figura 15.

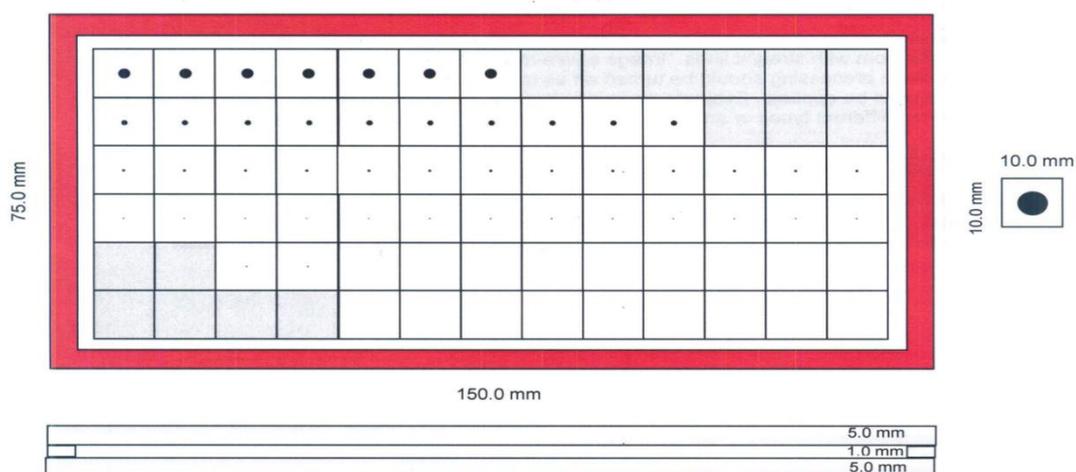


Figura 17- Limiar de contraste do *Leeds Test Object*<sup>20</sup>

Tabela 5 - Valores de Espessura de Ouro utilizado para o fantoma DMAM<sup>18</sup>

Detalhe (mm)	Espessura de Ouro (mm)												
2.00	30	45	60	90	120	180	250						
1.00	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700			
0.50	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.25	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.16			60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.10					120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000

**Tabela 6** - Valores de Contraste utilizado para o fantoma DMAM<sup>18</sup>

Detalhe (mm)	Contraste (%)												
	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
2.00													
1.00	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700			
0.50	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.25	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.16			60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.10					120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000

Posteriormente, comparou-se com os valores estipulados pela EUREF, para verificar se para aqueles parâmetros de exposição eram cumpridos os valores aceitáveis de contraste.<sup>16</sup>

**Tabela 7** - Valores Limites para contraste do detalhe utilizados para o fantoma DMAM<sup>18</sup>

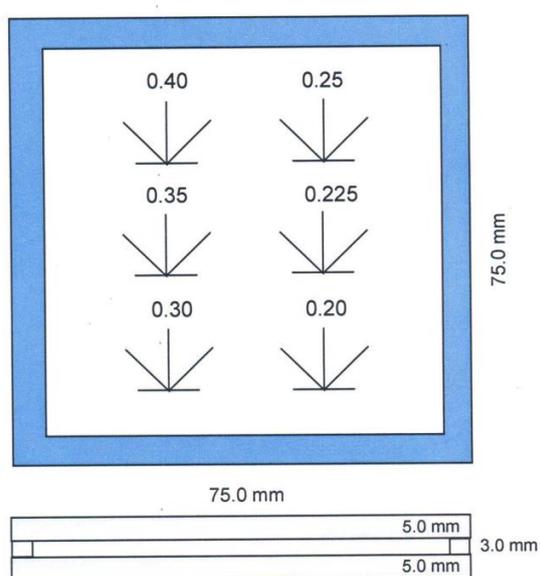
Valor Limite	Valor aceitável		Valor inaceitável		
	Diametro do detalhe (mm)	Contraste de Radiação Usado Mo/Mo (%)	Espessura de Ouro Equivalente (mm)	Contraste de Radiação Usado Mo/Mo (%)	Espessura de Ouro Equivalente (mm)
2		<1.05	0.069	<0.55	0.038
1		<1.40	0.091	<0.85	0.056
0.5		<2.35	0.150	<1.60	0.103
0.25		<5.45	0.362	<3.80	0.244
0.1		<23.0	1.680	<15.8	1.100

### 5.3 Teste dos filamentos

O teste dos filamentos é realizado com a utilização de placas de PMMA de 4,5cm de espessura com o objeto teste de alumínio com 0,2 mm de espessura colocado no meio das placas de PMMA, centrado no centro do potter. Estes filamentos

têm diâmetros entre 0,40; 0,35; 0,30; 0,25; 0,225 e 0,20 mm. Para cada diâmetro referido anteriormente, quatro filamentos de 10 mm de comprimento são agrupados de modo paralelo, perpendicular e em 45° em relação ao eixo ânodo/cátodo do tubo de Rx. É importante haver filamentos com direções diferentes pois a visibilidade dos filamentos pode variar de acordo com a direção. Vai portanto o número de filamentos visíveis depender das dimensões relativas (comprimento e largura) do ponto focal projetado no campo da imagem.

Para avaliação deste parâmetro foram contados os filamentos visíveis em cada exposição efetuada.



**Figura 18** - Filamentos utilizados no fantoma DMAM<sup>20</sup>

## 6. Resultados e Discussão

Como já foi referido anteriormente (no capítulo 4, pág. 38), o equipamento utilizado para a recolha de dados neste trabalho foi o Siemens Mammomat Novation e a recolha de dados ocorreu na presença de três observadores independentes, tendo sido efetuados todos os cálculos posteriormente.

### 6.1 CNR em função da DGM

Como foi falado anteriormente, a CNR é calculada através da utilização de placas de PMMA de 4,5 cm de espessura com o objecto teste de alumínio com 0,2 mm de espessura no topo. Este quadrado de alumínio é colocado no centro do potter e são seguidamente feitas exposições para cada valor de kV pretendido. Será importante recordar que quanto maior o valor da relação contraste ruído melhor.

Através destas medições foram obtidos os resultados apresentados no gráfico 3 e na tabela 5:

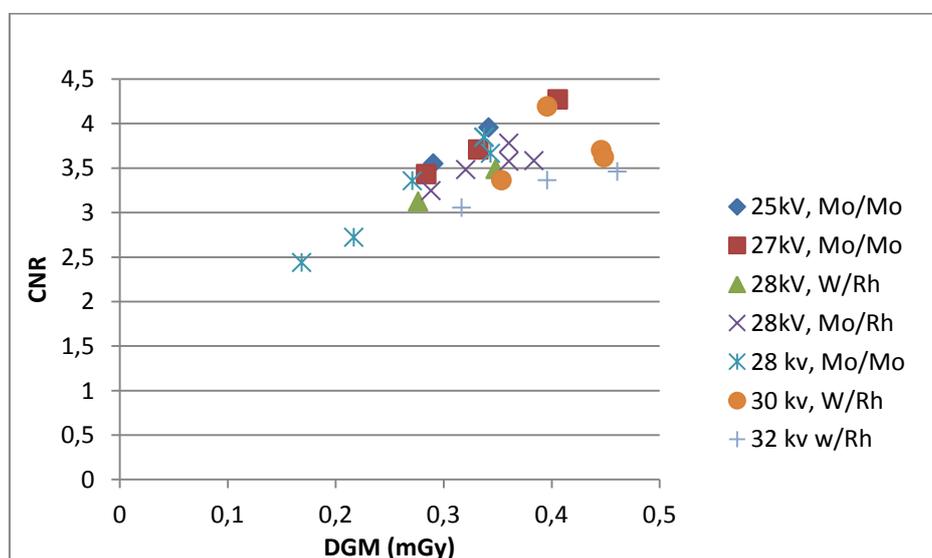


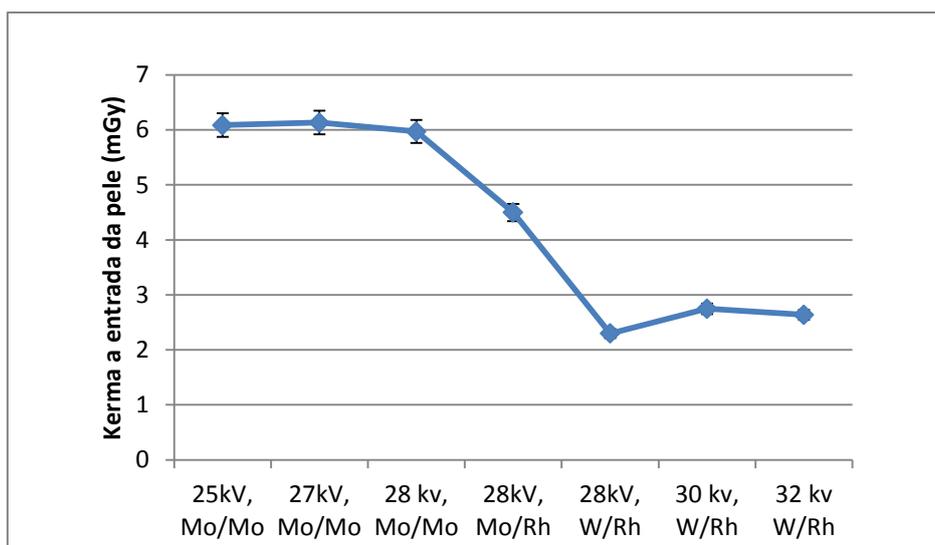
Gráfico 3- CNR em função da dose glandular.

**Tabela 8** - Valores das medições da CNR

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	CNR	Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	CNR
25	85	Mo/Mo	0,29	6,09	3,55	28	45	Mo/Mo	0,34	5,97	3,67
25	100	Mo/Mo	0,34	7,16	3,96	28	57	Mo/Mo	0,34	5,87	3,85
27	65,5	Mo/Mo	0,33	6,13	3,71	28	56	Mo/Mo	0,34	5,87	3,84
27	56	Mo/Mo	0,28	5,24	3,43	28	56	Mo/Mo	0,27	4,71	3,36
27	80	W/Rh	0,41	7,49	4,27	28	45	Mo/Mo	0,22	3,77	2,72
28	50	W/Rh	0,28	1,82	3,12	28	36	Mo/Mo	0,17	2,93	2,44
28	63	W/Rh	0,35	2,30	3,13	30	28	Mo/Mo	0,45	2,74	3,70
28	63	Mo/Rh	0,38	4,50	3,49	30	63,1	W/Rh	0,35	2,17	3,39
28	47,9	Mo/Rh	0,32	3,76	3,58	30	50	W/Rh	0,40	2,43	4,19
28	40	Mo/Rh	0,29	3,38	3,48	30	56	W/Rh	0,45	2,75	3,62
28	36	Mo/Rh	0,36	4,23	3,25	32	63,4	W/Rh	0,46	2,64	3,46
28	45	Mo/Rh	0,36	4,23	3,58	32	52,4	W/Rh	0,40	2,26	3,37
						32	45	W/Rh	0,32	1,81	3,06

Perante os dados do gráfico 3 e a análise da tabela 8 é possível concluir que numa energia de 27 kV e 80 mAs Mo/Mo obtivemos a mais elevada CNR, assim como também para valores de 30 kV 56 mAs W/Rh. Mas apesar destes serem os valores com melhor relação contraste ruído, podemos observar que temos um conjunto de valores com dose glandular média mais baixa mas com uma ótima dose contraste ruído também, como por exemplo: 28 kV Mo/Rh, 25 kV Mo/Mo.

Seguidamente é estudado o comportamento da kerma á superfície de entrada para cada valor de tensão aplicada e diferente combinação ânodo/filtro. Como podemos visualizar no gráfico 4, com a ajuda do detetor Unfors Xi, foi calculado o valor do kerma a entrada e posteriormente comparado com o valor de tensão aplicado e com o tipo de ânodo/filtro utilizado.

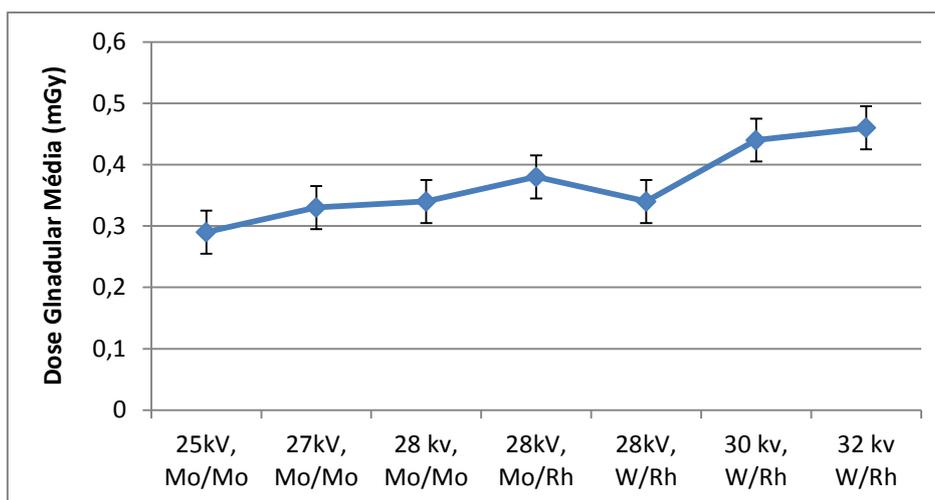


**Gráfico 4** - Relação da kerma de entrada da pele em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo/filtro.

No gráfico 4, podemos concluir que a maior diferença apresentada é na utilização de diferente ânodo/filtro para o mesmo valor de tensão aplicada. Quando aplicamos uma tensão de 28 kV, observa-se que o kerma a entrada da pele do paciente altera-se com a alteração da combinação ânodo/filtro. Pode-se constatar através do gráfico que a combinação ideal será a utilização do ânodo filtro W/Rh onde o kerma á entrada da pele é de 2,2 mGy, portanto mais baixo que as restantes.

Verifica-se ainda que em todas as combinações o valor da Kerma à superfície da pele é inferior aos 10 mGy que segundo o Decreto de Lei 180/2002 não deveram ser ultrapassados.

O gráfico 5 mostra a variação da DGM em função da combinação ânodo filtro escolhida. Para a execução deste gráfico encontrou-se um valor médio aceitável de CNR, neste caso foi usado o valor mais próximo de 3,5 de CNR, comum a todos as combinações ânodo filtro. Para os valores deste gráfico existe uma margem de incertezas associadas aos valores da DGM é da ordem dos 3,5.



**Gráfico 5** - Relação da DGM em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.

Da análise do gráfico 5 podemos concluir que à medida que aplicamos uma maior tensão e uma combinação ânodo-filtro mais “duro” a DGM vai aumentando para manter o mesmo valor de CNR. Destes resultados verifica-se que para se manter o mesmo CNR, a DGM aumenta com o aumento da tensão aplicada.

### 6.2 Resolução de contraste

Como já foi visto anteriormente (capítulo 6, pág. 45), a resolução de contraste é a medida da capacidade para distinguir pequenas diferenças de intensidade, como mudanças nos parâmetros mensuráveis, tais como atenuação de raios X. Para calcular a CNR foram utilizadas placas de PMMA de 4,5 cm de espessura com o objeto teste de alumínio com 0,2 mm de espessura tendo sido colocado, no meio das placas de PMMA.

### 6.2.1 Resolução de contraste para 2mm em função da dose Glandular

Com o auxílio do gráfico 6, que mede a resolução de contraste em função da DGM, os valores obtidos das medições efetuadas encontram tabelados (tabela 9). Verificamos que para uma melhor qualidade de imagem, a resolução de contraste deverá apresentar valor o mais baixos possível. Após a análise de dados conclui-se como é possível verificar no gráfico que para 28 kV com uma combinação ânodo/filtro Mo/ Mo temos a melhor relação dose/resolução de contraste.

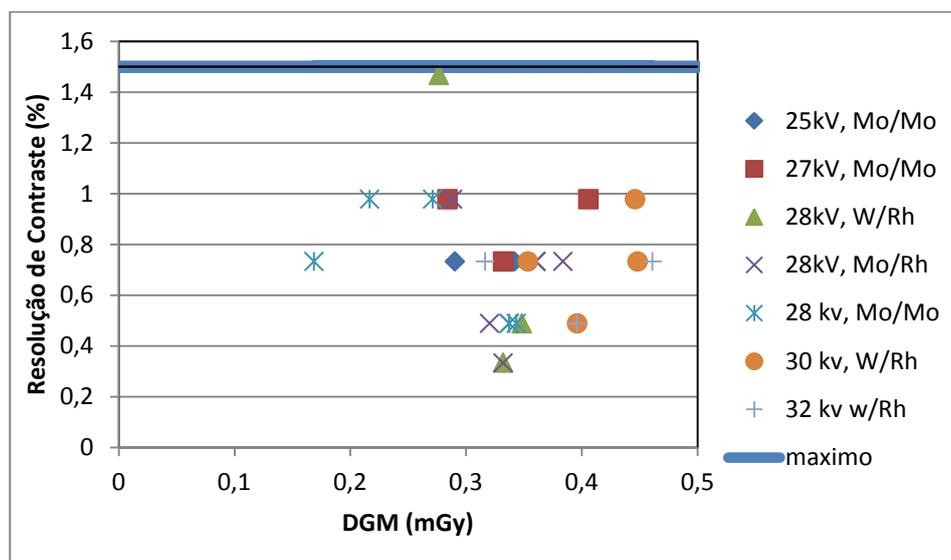
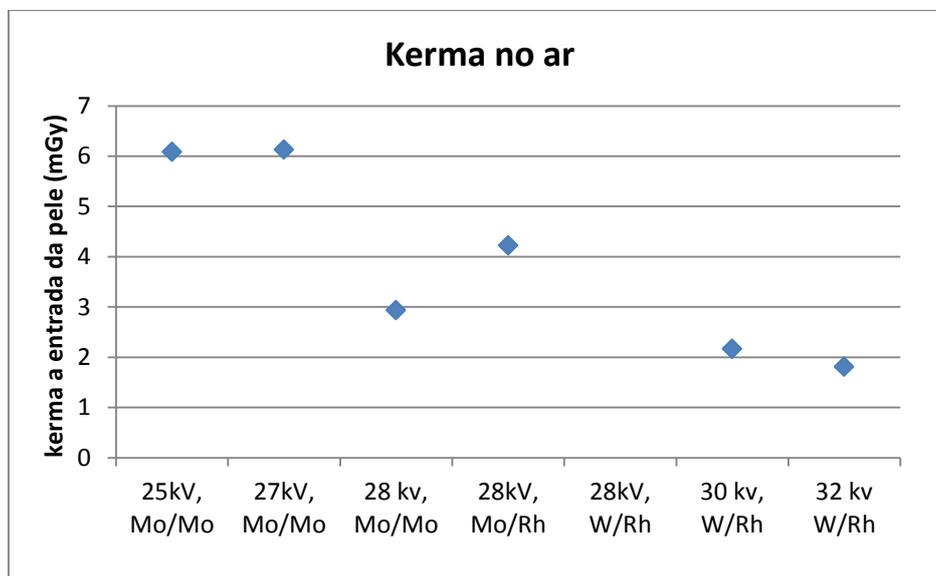


Gráfico 6- Relação contraste ruído para 2 mm em função da dose glandular

Tabela 9 - Valores das medições da Resolução de Contraste para 2 mm

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Resolução de Contraste (%)	Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Resolução de Contraste (%)
25	85	Mo/Mo	0,29	6,09	0,733	28	45	Mo/Mo	0,34	5,97	0,733
25	100	Mo/Mo	0,34	7,16	0,733	28	57	Mo/Mo	0,34	5,87	0,489
27	65,5	Mo/Mo	0,33	6,13	0,733	28	56	Mo/Mo	0,34	5,87	0,489
27	56	Mo/Mo	0,28	5,24	0,978	28	56	Mo/Mo	0,27	4,71	0,489
27	80	W/Rh	0,41	7,49	0,978	28	45	Mo/Mo	0,22	3,77	0,978
28	50	W/Rh	0,28	1,82	0,489	28	36	Mo/Mo	0,17	2,93	0,978
28	63	W/Rh	0,35	2,30	1,467	30	28	Mo/Mo	0,45	2,74	0,733
28	63	Mo/Rh	0,38	4,50	0,489	30	63,1	W/Rh	0,35	2,17	0,978
28	47,9	Mo/Rh	0,32	3,76	0,733	30	50	W/Rh	0,40	2,43	0,733
28	40	Mo/Rh	0,29	3,38	0,489	30	56	W/Rh	0,45	2,75	0,489
28	36	Mo/Rh	0,36	4,23	0,978	32	63,4	W/Rh	0,46	2,64	0,733
28	45	Mo/Rh	0,36	4,23	0,733	32	52,4	W/Rh	0,40	2,26	0,733
						32	45	W/Rh	0,32	1,81	0,489

No gráfico 7, visualiza-se a DGM em função da combinação ânodo/filtro escolhida para os vários valores de tensão aplicada. Para fazer este gráfico encontrou-se um valor médio aceitável de resolução de contraste comum, neste caso foi de 3,5 % para todas as combinações ânodo/filtro.



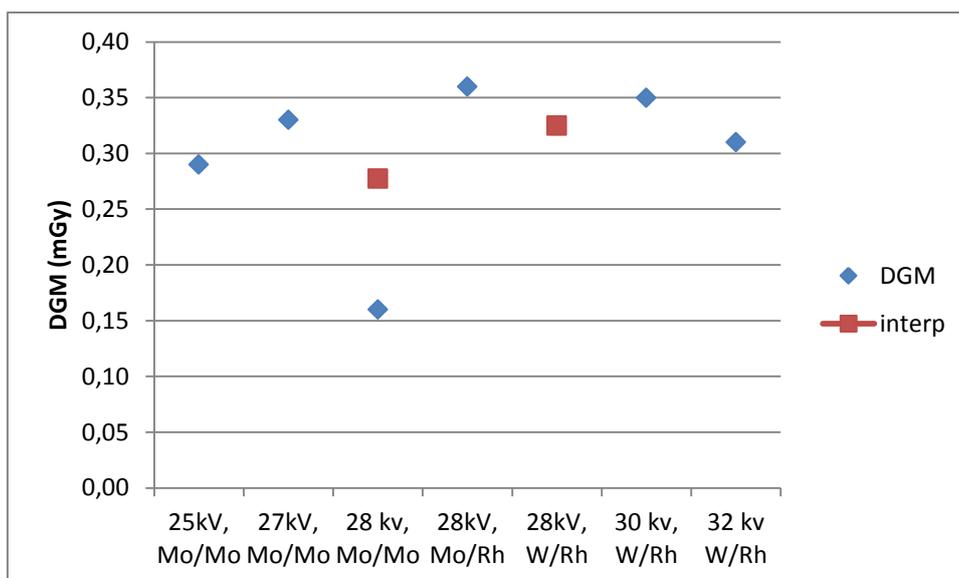
**Gráfico 7** - Kerma à de entrada da pele em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.

Como verificado nos resultados obtidos para o CNR, para a resolução de contraste de 2 mm a dose glandular vai diminuindo à medida que a tensão aplicada aumenta e que aplicamos filtros mais “duros”.

Para perceber como qual o comportamento da DGM em função da escolha das diferentes combinações ânodo/filtro foi escolhido um valor de resolução de contraste para todos os valores de tensão. Nesta situação o valor escolhido foi o 0,733%. Assumindo que se trata de uma relação linear, calculou-se por interpolação, o valor de DGM para 28 kV W/Rh uma vez que para este valor não existia um valor de resolução de contraste de 0,733%.

O valor de interpolação para 28 kV W/Rh foi calculado por interpolação, assumindo uma relação linear entre os valores, efetuou-se um gráfico, no qual foi retirado a equação do valor da reta tendência e através da equação da reta calculado o valor de interpolação para 28 kV W/Rh.

No gráfico 6, observa-se a dose glandular média em função das diferentes combinações ânodo filtro.



**Gráfico 8** - DGM em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.

Dado que o valor para 28 kV Mo/Mo era um valor completamente diferente fez-se uma interpolação entre os valores de 28 kV com o filtro Mo/Mo, mas o valor continuou muito diferente do esperado. Neste gráfico 8 observa-se que os valores de dose glandular para os vários valores de tensão aplicada com as várias combinações ânodo/filtro se mantêm muito idênticas.

### 6.2.2 Resolução de contraste para 1mm

Neste gráfico 9, são apresentados os valores da DGM em função da resolução de contraste para 1 mm que apresenta todos os valores das medições em estudo, observou-se que os melhores valores para a relação resolução de contraste com a DGM acontecem para 28 kV com uma combinação ânodo/filtro Mo/Mo. Os valores obtidos das medições efetuadas encontram tabelados (tabela 10)

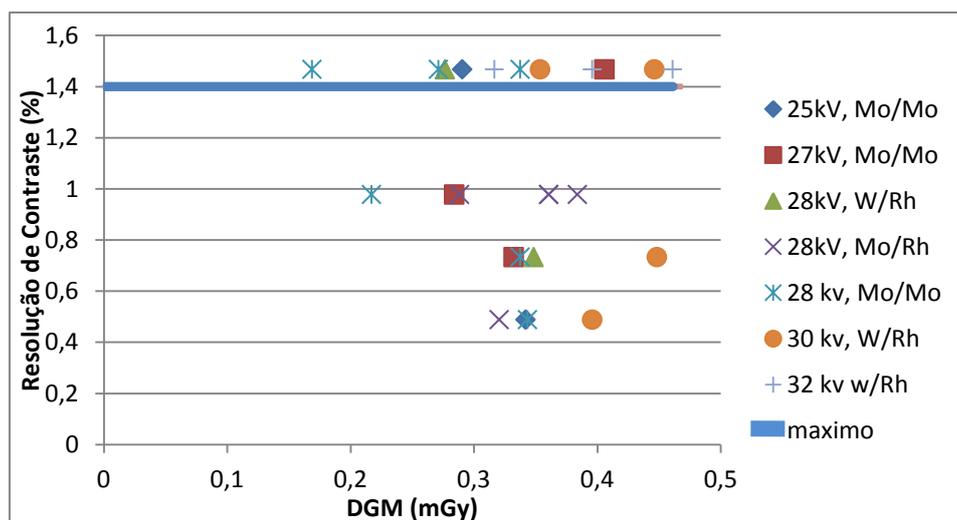


Gráfico 9- Relação contraste ruído para 1 mm em função da dose glandular

Tabela 10 -Valores das medições da Resolução de Contraste para 1 mm

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Resolução de Contraste (%)
25	85	Mo/Mo	0,29	6,09	1,467
25	100	Mo/Mo	0,34	7,16	0,489
27	65,5	Mo/Mo	0,33	6,13	0,733
27	56	Mo/Mo	0,28	5,24	0,978
27	80	W/Rh	0,41	7,49	1,467
28	50	W/Rh	0,28	1,82	1,467
28	63	W/Rh	0,35	2,30	0,733
28	63	Mo/Rh	0,38	4,50	0,978
28	47,9	Mo/Rh	0,32	3,76	0,489
28	40	Mo/Rh	0,29	3,38	0,978
28	36	Mo/Rh	0,36	4,23	0,978
28	45	Mo/Rh	0,36	4,23	0,978
28	45	Mo/Mo	0,34	5,97	0,489
28	57	Mo/Mo	0,34	5,87	0,733
28	56	Mo/Mo	0,34	5,87	1,467
28	56	Mo/Mo	0,27	4,71	1,467
28	45	Mo/Mo	0,22	3,77	0,978
28	36	Mo/Mo	0,17	2,93	1,467
30	28	Mo/Mo	0,45	2,74	1,467
30	63,1	W/Rh	0,35	2,17	1,467
30	50	W/Rh	0,40	2,43	0,489
30	56	W/Rh	0,45	2,75	0,733
32	63,4	W/Rh	0,46	2,64	1,467
32	52,4	W/Rh	0,40	2,26	1,467
32	45	W/Rh	0,32	1,81	1,467

Dos resultados obtidos, verificou-se que ultrapassam os valores estipulados pela EUREF como valores aceitáveis (a cima dos 1,4%), que estão assinalados no gráfico 9 com uma linha horizontal.<sup>16</sup>

### 6.2.3 Resolução de contraste para 0.5mm

No gráfico 10, que estuda a DGM em função da resolução de contraste para 0,5 mm, que apresenta todos os valores das medições em estudo, observou-se que a melhor relação resolução de contraste com a dose glandular foram as energias de 28

mAs com uma combinação Mo/Mo, pois apresenta os valores mais baixos de resolução de contraste, assim como os valores mais baixo de DGM. Os valores obtidos das medições efetuadas encontram tabelados (tabela 11)

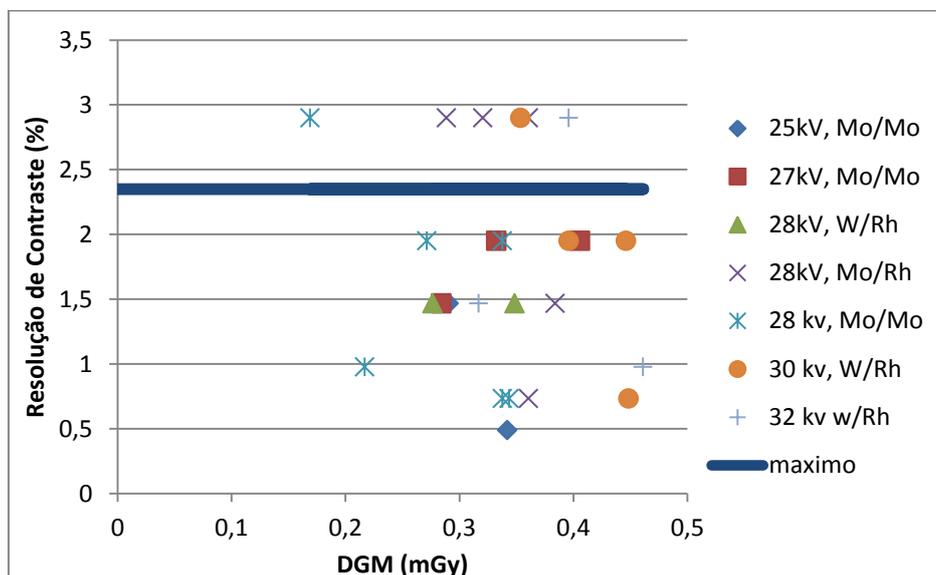


Gráfico 10- Relação contraste ruído para 0.5 mm em função da DGM

Tabela 11-Valores das medições da Resolução de Contraste para 0,5 mm

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Resolução de Contraste (%)	Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Resolução de Contraste (%)
25	85	Mo/Mo	0,29	6,09	1,467	28	45	Mo/Rh	0,36	4,23	2,9
25	100	Mo/Mo	0,34	7,16	0,489	28	45	Mo/Mo	0,34	5,97	0,733
27	65,5	Mo/Mo	0,33	6,13	1,95	28	57	Mo/Mo	0,34	5,87	0,733
27	56	Mo/Mo	0,28	5,24	1,467	28	56	Mo/Mo	0,34	5,87	1,95
27	80	W/Rh	0,41	7,49	1,95	28	56	Mo/Mo	0,27	4,71	1,95
28	50	W/Rh	0,28	1,82	1,467	28	45	Mo/Mo	0,22	3,77	0,978
28	63	W/Rh	0,35	2,30	1,467	28	36	Mo/Mo	0,17	2,93	2,9
28	63	Mo/Rh	0,38	4,50	1,467	30	28	Mo/Mo	0,45	2,74	1,95
28	47,9	Mo/Rh	0,32	3,76	2,9	30	63,1	W/Rh	0,35	2,17	2,9
28	40	Mo/Rh	0,29	3,38	2,9	30	50	W/Rh	0,40	2,43	1,95
28	36	Mo/Rh	0,36	4,23	0,733	30	56	W/Rh	0,45	2,75	0,733
28	45	Mo/Rh	0,36	4,23	2,9	32	63,4	W/Rh	0,46	2,64	0,978
						32	52,4	W/Rh	0,40	2,26	2,9
						32	45	W/Rh	0,32	1,81	1,467

Dos resultados obtidos, verificou-se que ultrapassam os valores estipulados pela EUREF como valores aceitáveis (a cima dos 2,35%), que estão assinalados no gráfico 9 com uma linha horizontal. Os valores obtidos das medições efetuadas encontram tabelados (tabela 12).<sup>16</sup>

### 6.2.4 Resolução de contraste para 0.25mm

Neste gráfico 11, que estuda a dose glandular média em função da resolução de contraste para 0,25 mm e com ajuda da tabela 9, que apresenta todos os valores das medições em estudo, observou-se que a melhor relação resolução de contraste com a dose glandular verifica-se para uma tensão de 28 kV com uma combinação Mo/Mo. Apesar de para uma tensão de 28 kV com uma combinação ânodo/filtro W/Rh apresentar um valor de resolução de contraste menor a DGM é significativamente maior do que para os 28 kV com uma combinação Mo/Mo.

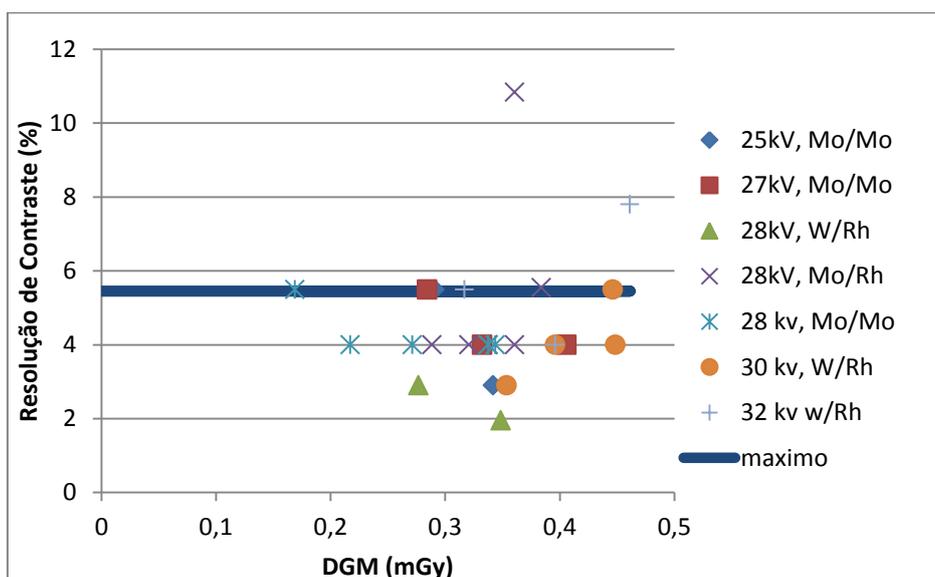


Gráfico 11 - Relação contraste ruído para 0.25 mm em função da dose glandular

Tabela 12-Valores das medições da Resolução de Contraste para 0,25 mm

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Resolução de Contraste (%)
25	85	Mo/Mo	0,29	6,09	5,5
25	100	Mo/Mo	0,34	7,16	2,9
27	65,5	Mo/Mo	0,33	6,13	4
27	56	Mo/Mo	0,28	5,24	5,5
27	80	W/Rh	0,41	7,49	4
28	50	W/Rh	0,28	1,82	2,9
28	63	W/Rh	0,35	2,30	1,95
28	63	Mo/Rh	0,38	4,50	5,55
28	47,9	Mo/Rh	0,32	3,76	4
28	40	Mo/Rh	0,29	3,38	4
28	36	Mo/Rh	0,36	4,23	10,84
28	45	Mo/Rh	0,36	4,23	4
28	45	Mo/Mo	0,34	5,97	4
28	57	Mo/Mo	0,34	5,87	4
28	56	Mo/Mo	0,34	5,87	4
28	56	Mo/Mo	0,27	4,71	4
28	45	Mo/Mo	0,22	3,77	4
28	36	Mo/Mo	0,17	2,93	5,5
30	28	Mo/Mo	0,45	2,74	5,5
30	63,1	W/Rh	0,35	2,17	2,9
30	50	W/Rh	0,40	2,43	4
30	56	W/Rh	0,45	2,75	4
32	63,4	W/Rh	0,46	2,64	7,8
32	52,4	W/Rh	0,40	2,26	4
32	45	W/Rh	0,32	1,81	5,5

Dos resultados obtidos, verificou-se que ultrapassam os valores estipulados pela EUREF como valores aceitáveis (a cima dos 5,45%), que estão assinalados no gráfico 9 com uma linha horizontal.<sup>16</sup>

### 6.2.5 Resolução de contraste para 0.1mm

Neste gráfico 12, que estuda a DGM em função da resolução de contraste para 0,1 mm e da tabela, que apresenta todos os valores das medições em estudo, observou-se que a melhor relação resolução de contraste com a dose glandular foram as tensões de 28 mAs com uma combinação ânodo/filtro Mo/Mo.

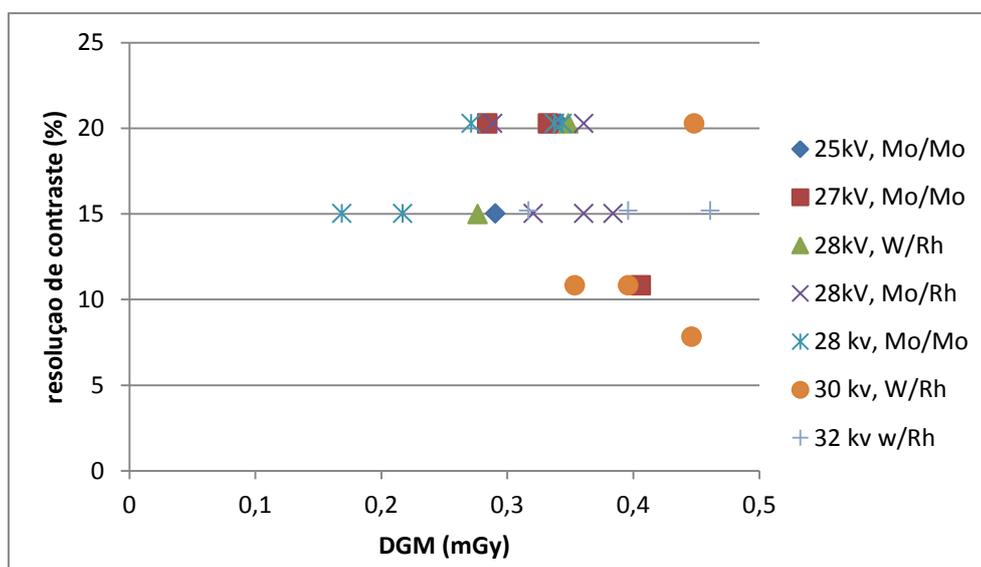
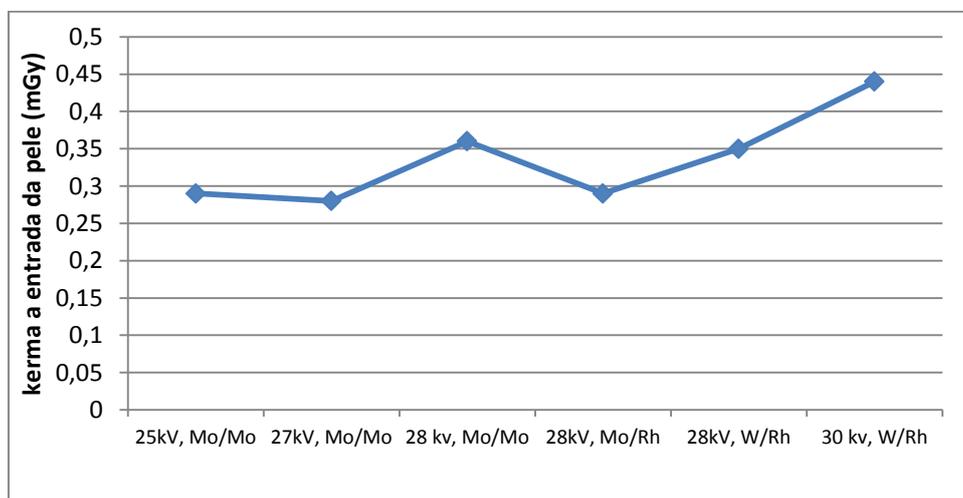


Gráfico 12- Relação contraste ruído para 0.1 mm em função da dose glandular

Tabela 13-Valores das medições da Resolução de Contraste para 0,1 mm

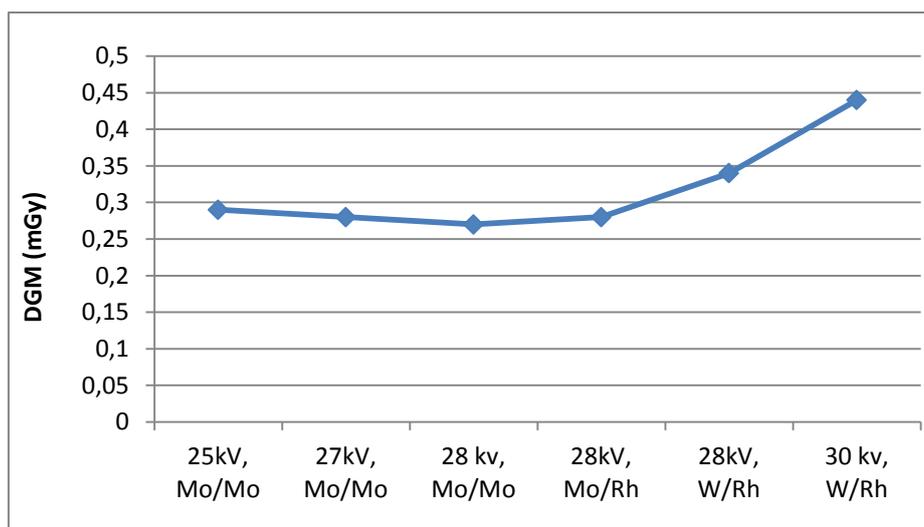
Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Resolução de Contraste (%)	Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Resolução de Contraste (%)
25	85	Mo/Mo	0,29	6,09	15,02	28	45	Mo/Mo	0,34	5,97	20,28
25	100	Mo/Mo	0,34	7,16	20,28	28	57	Mo/Mo	0,34	5,87	20,28
27	65,5	Mo/Mo	0,33	6,13	20,28	28	56	Mo/Mo	0,34	5,87	20,28
27	56	Mo/Mo	0,28	5,24	20,28	28	56	Mo/Mo	0,27	4,71	20,28
27	80	W/Rh	0,41	7,49	10,84	28	45	Mo/Mo	0,22	3,77	15,02
28	50	W/Rh	0,28	1,82	15	28	36	Mo/Mo	0,17	2,93	15,02
28	63	W/Rh	0,35	2,30	20,28	30	28	Mo/Mo	0,45	2,74	7,83
28	63	Mo/Rh	0,38	4,50	15,02	30	63,1	W/Rh	0,35	2,17	10,84
28	47,9	Mo/Rh	0,32	3,76	15,02	30	50	W/Rh	0,40	2,43	10,84
28	40	Mo/Rh	0,29	3,38	20,28	30	56	W/Rh	0,45	2,75	20,28
28	36	Mo/Rh	0,36	4,23	15,02	32	63,4	W/Rh	0,46	2,64	15,2
28	45	Mo/Rh	0,36	4,23	20,28	32	52,4	W/Rh	0,40	2,26	15,2
						32	45	W/Rh	0,32	1,81	15,2

Seguidamente, estudou-se o comportamento da kerma a superfície de entrada na pele em função das diferentes tensões aplicadas para as várias combinações ânodo/filtro. Para ser possível uma comparação foi escolhido um valor igual para todos os valores de tensão e combinação ânodo/filtro, neste caso o valor escolhido foi 0,733 %, como podemos verificar no gráfico 13.



**Gráfico 13-** Relação da dose à superfície de entrada da pele em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo filtro.

Neste gráfico podemos verificar uma subida da dose à entrada da pele à medida que vamos aumentando a tensão aplicada e vamos variando a combinação ânodo/filtro. Este facto deve-se a como neste caso trata-se de estruturas muito pequenas e a resolução de contraste vai diminuindo à medida que a tensão aplicada é superior, será necessário uma carga muito maior para que consigamos a mesma qualidade de resolução de contraste. Este facto implica que haja uma maior dose à superfície de entrada da pele. Como podemos observar no gráfico 14, que estuda o comportamento da dose glandular média em função da tensão aplicada para as várias combinações ânodo/filtro.



**Gráfico14-** Relação da kerma á superfície de entrada da pele em função da tensão aplicada para cada tipo de combinação ânodo/filtro.

### 6.3 Teste dos Filamentos

O teste dos filamentos é realizado com a utilização de placas de PMMA de 4,5 cm de espessura com o objeto teste de alumínio com 0,2 mm de espessura no meio das placas de PMMA, centrado no centro do potter. Estes filamentos são feitos de filamentos uniformes com diâmetros entre 0,40; 0,35; 0,30; 0,25; 0,225 e 0,20 mm. Para cada diâmetro referido anteriormente, quatro filamentos de 10 mm de comprimento, perpendicular e em 45° em ralação ao ânodo/cátodo do tubo de Rx. É importante haver filamentos com direções diferentes pois a visibilidade dos filamentos pode variar de acordo com a direção. Vai portanto depender das dimensões relativas (comprimento e largura) do ponto focal projetado no campo da imagem.

Posteriormente a imagem é observada e são contados todos os filamentos visíveis na imagem.

O gráfico 15 relaciona o número dos filamentos visíveis em função da DGM e da tabela 11 onde são apresentados todos os valores adquiridos, chega-se a conclusão que obtemos melhores resultados para uma tensão de 27 kV Mo/Mo, me que apresenta uma DGM superior a valores de tensão de 28 kV com uma combinação Mo/Mo, mas conseguimos ver mais dois filamento.

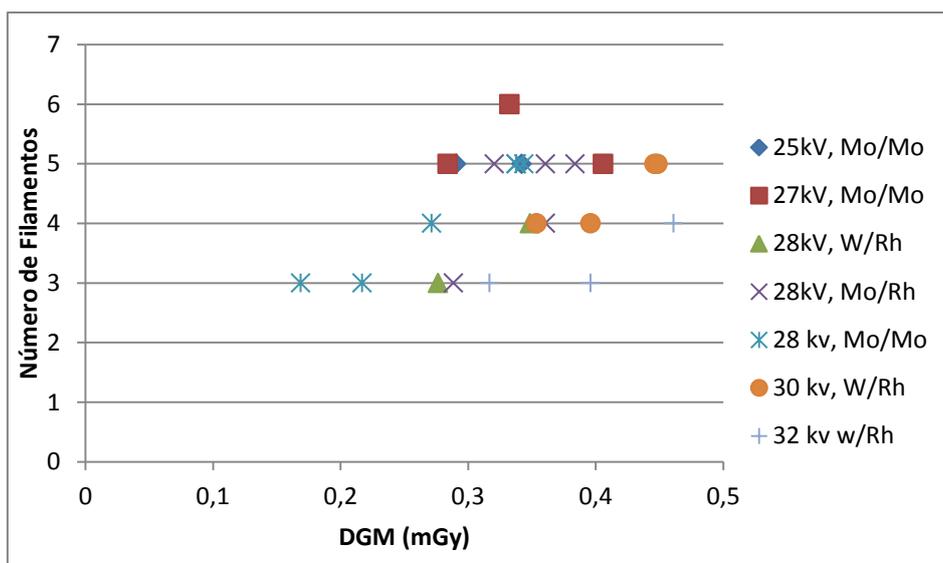


Gráfico15 -Número de Filamentos Visíveis em função da DGM

Tabela 14 - Tabela do número de Filamentos Visíveis

Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Número de Filamentos	Tensão (kV)	Carga (mAs)	Combinação Filtro	DGM (mGy)	Kerma	Número de Filamentos
25	85	Mo/Mo	0,29	6,09	5	28	45	Mo/Mo	0,34	5,97	5
25	100	Mo/Mo	0,34	7,16	5	28	57	Mo/Mo	0,34	5,87	5
27	65,5	Mo/Mo	0,33	6,13	6	28	56	Mo/Mo	0,34	5,87	5
27	56	Mo/Mo	0,28	5,24	5	28	56	Mo/Mo	0,27	4,71	4
27	80	W/Rh	0,41	7,49	5	28	45	Mo/Mo	0,22	3,77	3
28	50	W/Rh	0,28	1,82	3	28	36	Mo/Mo	0,17	2,93	3
28	63	W/Rh	0,35	2,30	4	30	28	Mo/Mo	0,45	2,74	5
28	63	Mo/Rh	0,38	4,50	5	30	63,1	W/Rh	0,35	2,17	4
28	47,9	Mo/Rh	0,32	3,76	5	30	50	W/Rh	0,40	2,43	4
28	40	Mo/Rh	0,29	3,38	3	30	56	W/Rh	0,45	2,75	5
28	36	Mo/Rh	0,36	4,23	4	32	63,4	W/Rh	0,46	2,64	4
28	45	Mo/Rh	0,36	4,23	5	32	52,4	W/Rh	0,40	2,26	3
						32	45	W/Rh	0,32	1,81	3

## 7. Conclusões

A escolha do tema para a realização deste trabalho deve-se ao facto de, atualmente, o cancro da mama ser um dos cancros mais frequentes na mulher e com a maior causa de morte em toda a Europa. Por este motivo cada vez mais o rastreio é importante na sua deteção, uma vez que pode ajudar a contribuir para uma redução significativa nas taxas de mortalidade. Sendo que a taxa de sobrevivência está fortemente relacionada com a deteção de um estado precoce deste cancro.

O rastreio da mama tem como principal objetivo a deteção precoce do cancro da mama, por esse motivo é essencial a existência de serviços com elevada qualidade, uma vez que é necessário avaliar o risco benefício deste exame, pois a mama é um dos órgãos mais radiosensíveis do nosso corpo. É importante ainda referir que a qualidade do exame de mamografia não depende apenas da qualidade do equipamento de mamografia mas também do Profissional de Saúde que realiza o exame e dos seus conhecimentos físicos e técnicos do exame.

Com este trabalho pretendia-se o estudo de varias combinações alvo/filtro associados a valores diferentes de tensão (kV) com a finalidade obter uma combinação que com a menor dose possível permitisse a melhor qualidade de diagnóstico possível.

No exame de mamografia a otimização de dose é importante e em relação à exposição do doente refere-se à determinação de valores mais baixos quanto possíveis de DGM, para que seja obtido um exame com a melhor qualidade possível.

Como é possível verificar ao longo do trabalho a dose a que o doente é exposto neste tipo de exames pode ser consideravelmente reduzida e sendo os efeitos da radiação ionizante múltiplos e de gravidade variável nos exames em que é utilizada radiação ionizante é um valor de importância elevada, sem nunca comprometer a qualidade do exame.

No decorrer do trabalho não foi abordado a resolução espacial pois os parâmetros utilizados não iriam afetar diretamente a qualidade de imagem.

No estudo da CNR verificamos através do gráfico 3 (capítulo 6, pág. 48), que o valor que apresentava uma melhor CNR com a mais baixa DGM, era uma tensão de 28 kV com a combinação Mo/Mo. É importante lembrar que para o estudo da CNR, quanto mais alto o valor de CNR melhor a qualidade de imagem.

Na Resolução de Contraste para os 5 diferentes valores de espessura verifica-se que para todos o que apresenta um valor de Resolução de contraste mais baixo em função da DGM, é também, uma tensão de 28 kV com uma combinação Mo/Mo. Relembrando também que quanto menor o valor de Resolução de Contraste melhor a qualidade da imagem. Por exemplo no gráfico 6 (capítulo 6, pág.52) verifica-se que apesar de existirem valores mais baixos de resolução de contraste a DGM é muitas vezes superior mais do dobro do que para uma tensão de 28 kV com uma combinação Mo/Mo.

No Teste dos Filamentos, segundo o gráfico 15 (capítulo 6, pág.61) o melhor valor de tensão seria 27 kV com uma combinação Mo/Mo, apesar de se verificar que existem valores de onde são 6 filamentos, estes apresentam uma DGM muito maior.

Através deste trabalho podemos concluir que a combinação mais adequada a utilizar é Mo/Mo, sensibilizando assim todos os Técnicos de Radiologia a utiliza-la, de forma a poder obter uma dose mais baixa, sem comprometer a qualidade do exame de mamografia.

Se tivermos em consideração os valores apresentados com a dose glandular observamos que a dose é mais baixa para tensões de 25 kV e 27 kV e superior para dose de 30 kV e 32 kV comparado com tensões de 28 kV. O que se deve ao facto de ao aumentarmos a tensão aplicada (kV) será diminuída a carga (mAs) para ser possível manter uma qualidade de imagem semelhante.

Após a análise dos gráficos e das tabelas, verificamos que a relação qualidade de imagem/dose é melhor para valores de 28 KV, pois apesar de a dose ser menor que com uma tensão de 25 kV e 27 kV torna-se mais benéfico para o doente pois apresenta melhor qualidade de imagem.

## 8. Considerações Finais

Através dos resultados, é possível afirmar que o nível de resolução de contraste e da CNR considerado aceitável permite que exista uma redução da exposição considerável. A partir da medição da Kerma à superfície de entrada e DGM foi verificado qual das combinações proporciona uma melhor dose, conferida na combinação ânodo filtro Mo/Mo a operar com uma tensão de 28 kV, que nos permite uma quantidade de dose com um nível aceitável de resolução de contraste e CNR.

A mamografia sendo um exame de extrema importância, sendo o cancro da mama um dos cancros que mais afeta o sexo feminino, sendo por este motivo importante a continuidade dos estudos relativos a este tema, como a avaliação das diferentes espessuras e da densidades da mama na imagem, a utilização de diferentes combinações ânodo/filtro, a diferença de doses e qualidade de imagem entre diferentes equipamentos.

## Bibliografia

Como ferramenta para a realização da revisão da literatura, utilizou-se o banco de dados disponibilizado pela United States National Library of Medicine / National Institutes of Health (PUBMED – [www.pubmed.gov](http://www.pubmed.gov)), abrangendo o intervalo compreendido entre 1975 e 2010)

[1] Akay, M. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Vol.1st edition.Wiley Interscience, 2011.

[2] Liga Portuguesa Contra o Cancro. Cancro da Mama, 2011

[www.ligaportuguesacontraocancro.pt](http://www.ligaportuguesacontraocancro.pt)

[3] Carrilho, Maria José, e Lurdes Patrício. “ A situação Demográfica Recente em Portugal”. *Revista de Estudos Demográficos*, 2010, 101-145

[4] Chagas, F., D. Rodrigues, J. Tavares, A. Reis, D. Miranda, e R. Duarte. “*An Application of Hough Transform to Identify Breast Cancer in Images.*”*VIP image*.2007.

[5] Cancro da Mama, 2011

[www.cancrodamama.com](http://www.cancrodamama.com)

[6] Bountrager, Kenneth L; *Tratado de Técnica Radiológica e base anatómica*, Editora Guanabara Koogan, 5ª Edição, 2003, Rio de Janeiro

[7] Stewart C. Bushong; *Manual de Radiologia para Técnicos- Física. Biologia e Proteção Radiológica*. Editora: Harcourt: Mosby, 6ª Edição, 1993, Espanha

[8] Bronzino, J. *The Biomedical Engineering Handbook*.Vols. 1, 2nd edition. CRC Press, 2000.

[9] Webster, J. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Vols. 4, 2nd edition. Wiley Interscience, 2006.

[10] Nersissian, D. “Determinação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos de Raio X utilizando um Sensor CCD e o Método das funções de Transferências. “ Vols. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, 2004

- [11] Haus, A., e M. Yaffe. "Screen Filme and Digital Mammography: Image Quality and Radiation Dose Considerations." *Radiologic Clinics of North America*, 2000: 871-898
- [12] Vieira, M. "Metodologia Baseada em Funções e Esquemas de Funções de Transferência para Pré-processamento de Imagens Mamográficas Digitais e a sua Aplicação em Esquemas de diagnóstico Auxiliado por Computador." Tese de Doutoramento em Engenharia Eléctrica - Universidade de São Paulo, 2005
- [13] Lima, J. *Física dos Métodos de Imagem com Raios-X*. Coimbra: Asa, 1995.
- [14] Stewart C. Bushong; *Radiologic Science for Technologists \_ Physics Biology, and Protetion*. Editora: Elsevier Mosby, 8ª Edição, 2004, USA
- [15] Bushberg, J.; Seibert, J.; Leidhardt, E. & Boone, J.; *The Essensial Physics of Medical Imagins*. Lippincott William & Wilkins, 2ª Edição, 2002, USA
- [16] EUREF, *European Protocol for the Quality Control of Physical and Technical Aspect for Mammography Screening*, European 2005.
- [17] Dance, D. R., Skinner, C. L., Young, K. C, Beckett, J. R., Kotre, C. J. Additional factores for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Physics in Medicine and Biology*, v.45, p. 3225-3240, 2000
- [18] Commission of European Communities (CEC) 2001- *European guidelines for quality assurance in mammography screening*. 3 ed. Luxemburg: Office for official publications of the European communities.
- [19] Siemens [www.siemens.com/portugal/](http://www.siemens.com/portugal/) (2011)
- [20] Specification of CDMAM Phantom – Nuclear Associates Model 18-227 [www.cardinal.com/rms](http://www.cardinal.com/rms) (2011)
- [21] Unifors Instruments <http://www.unifors.com/> (2011)
- [22] American College of Radiology. *Mammography quality control manual*. ACR – Committee on Quality Assurance in Mammography, 1<sup>st</sup> ed., 1999
- [23] Autier, P, et al. "Disparities in breast cancer mortality trends between 30 European countries: retrospective trend analysis of WHO mortality database." *BMJ* 2010, 2010: 341:c3630.

- [24] COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. European Protocol on Dosimetry in Mamography. CEC, Report, Luxemburg 1996.
- [25] Coutinho, C.M.C., *Avaliação da Dose Glandular em Sistemas de Mamografia Convencional e Digital Utilizando um Fantoma dosimétrico*, Tese de Doutorado, Rio de Janeiro, 2009
- [26] Diário da Republica Decreto de Lei nº 180/2002, artigo 3º de Agosto de 2002 Ministério da Saúde
- [27] EUREF, European Protocol for the Quality Control of Physical and Technical Aspect for Mammography Screening, European 2005.
- [28] EUREF DIGITAL ADDEDUM 2003. Addendum on Digital Mammography to Chapter 3 of the European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, Nijmegen, The Netherlands, 2003
- [29] European Commission. "European Commission Guidelines on Clinical Audit for Medical Radiological Practices (Diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy)." Radiation Protection No 159, 2009.
- [30] Freitas, A., C. Kemp, M. Louveira, S. Fujiwara, e L. Campos. "Mamografia Digital: Perspectiva Actual e Aplicações Futuras." *Radiologia Brasileira*, July/Aug de 2006: 287-296.
- [31] Gaivão FM. *Imagiologia Clínica. Princípios e Técnicas* In F. M. Gaivão (Ed.) 2002. Imagiologia Clínica. Princípios e Técnicas Coimbra
- [32] GANOA; E. Los rayos X em mamográfica: câncer, física y control de calidad. Distribuidora y Editora Mexicana S.A., Mexico, 2002
- [33] Guia Europeu para a garantia da qualidade no rastreio por mamográfica. Programa Sinta o Cancro. Ações de proteção contra Radiações. Out. 1992
- [34] International Commission of Radiological Protection. Recommendations of the ICRP publication 60. Pergamon Press, Oxford, UK., 1990
- [35] International Commission on Radiological Protection. "Recommendations of international Commission Radiological Protection" ICRP Publication 60, Oxford: Pergamon Press, 1991

[36] International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, Viena, 2007

[37] KNOLL;G.F. Radiation Detection and Measurements, Second Edition. New York, 1979

[38] Ministério da Saúde <http://www.min-saude.pt/> (2011)

[39] Newman J., Quality Control and artifacts in mammography. RadiolTechnol, 1988

[40] Philips <http://www.healthcare.philips.com/> (2011)

[41] ROWLANDS, J.A. The physics of computed radiography. Sunnybrook and Women's College Health Sciences Center, University of Toronto, Toronto, Canada.

[42] Sociedad Española de Física Médica. Protocolo de Control de Calidad en Mamografía Digital. SEFM, Madrid 2008 [www.fda.go/cdrh/mammography/digital](http://www.fda.go/cdrh/mammography/digital)

[43] Tomal, Alexandra ; *Estudo Semianálítico da Qualidade de Imagem e Dose em Mamografia*. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo , 2010.

[44] U.S. Food and Drug Administration. Center for Devices and Radiological Health. MOSA program [www.fda.go/cdrh/mammography/digital](http://www.fda.go/cdrh/mammography/digital)

[45] Zoetelief, J.; Fitzgerald, M.; Leitz, W.; Sabel, M; *Dosimetric Methods for and influence of exposure parameters on the establishment of reference doses in mammography*. Radiation Protection and Dosimetry, v.80, p 175-180.1998

# Anexos

## Anexos

### Anexo 1-Tabela de Medições de Resolução de Contraste

Carga (kV)	Corrente (mA.s)	Combinação Ânodo/filtro	Resolução de Contraste				
			Diâmetro				
			2mm	1mm	0,5mm	0,25mm	0,1mm
25	85	Mo/Mo	0,733	1,467	1,467	5,5	15,02
25	100	Mo/Mo	0,733	0,489	0,489	2,9	20,28
27	65,5	Mo/Mo	0,733	0,733	1,95	4	20,28
27	56	Mo/Mo	0,978	0,978	1,467	5,5	20,28
27	80	Mo/Mo	0,978	1,467	1,95	4	10,84
28	50	W/Rh	1,467	1,467	1,467	2,9	15
28	63	W/Rh	0,489	0,733	1,467	1,95	20,28
28	47,9	Mo/Rh	0,733	0,978	1,467	5,55	15,02
28	40	Mo/Rh	0,489	0,489	2,9	4	15,02
28	36	Mo/Rh	0,978	0,978	2,9	4	20,28
28	45	Mo/Rh	0,733	0,978	0,733	10,84	15,02
28	45	Mo/Rh	0,733	0,978	2,9	4	20,28
28	57	Mo/Mo	0,489	0,489	0,733	4	20,28
28	56	Mo/Mo	0,489	0,733	0,733	4	20,28
28	56	Mo/Mo	0,489	1,467	1,95	4	20,28
28	45	Mo/Mo	0,978	1,467	1,95	4	20,28
28	36	Mo/Mo	0,978	0,978	0,978	4	15,02
28	28	Mo/Mo	0,733	1,467	2,9	5,5	15,02
30	63,1	W/Rh	0,978	1,467	1,95	5,5	7,83
30	50	W/Rh	0,733	1,467	2,9	2,9	10,84
30	56	W/Rh	0,489	0,489	1,95	4	10,84
30	63,4	W/Rh	0,733	0,733	0,733	4	20,28
32	52,4	W/Rh	0,733	1,467	0,978	7,8	15,2
32	45	W/Rh	0,489	1,467	2,9	4	15,2
32	36	W/Rh	0,733	1,467	1,467	5,5	15,2

Anexo 2- Tabela de Medições do s Valores para cálculo da CNR

Tensão Kv	Corrente mA.s	Combinação Ânodo/filtro	Fundo		Sinal		CNR
			VMP	DP	VMP	DP	
25	85	Mo/Mo	1341,3	193,1	2124,1	244,7	3,55148
25	100	Mo/Mo	1335,4	172,4	2112,8	217,8	3,957923
27	65,5	Mo/Mo	1316	168,1	2028,5	213,3	3,710271
27	56	Mo/Mo	1329	175,5	2015,4	221,6	3,434001
27	80	Mo/Mo	1320,7	147,9	2030,6	182,7	4,271019
28	50	W/Rh	1229,7	188	1911,4	244,5	3,125811
28	63	W/Rh	1191,7	159,3	1847,4	212,5	3,491603
28	47,9	Mo/Rh	1314,4	160,7	1972,2	203,8	3,584357
28	40	Mo/Rh	1292,8	160,7	1948,1	212,1	3,482612
28	36	Mo/Rh	1310,7	177,2	1965,7	223,7	3,245887
28	45	Mo/Rh	1292,1	156,6	1934,5	199,9	3,577635
28	45	Mo/Rh	1273,8	154,5	1946	198,2	3,782813
28	57	Mo/Mo	1322,2	161,5	1996,8	203,9	3,667782
28	56	Mo/Mo	1318,8	155,8	1998,8	195,4	3,848053
28	56	Mo/Mo	1317,8	155,8	1998,6	196,1	3,844155
28	45	Mo/Mo	1321,3	175,8	1985	217,5	3,35622
28	36	Mo/Mo	1377	200,2	1995,6	251,3	2,722816
28	28	Mo/Mo	1351,6	227,7	1978,5	283,2	2,439747
30	63,1	W/Rh	1205,6	147,9	1850,7	197,2	3,701051
30	50	W/Rh	1224,3	161,9	1854,9	209,9	3,364226
30	56	W/Rh	1210,8	150,8	1833,7	146,3	4,19272
30	63,4	W/Rh	1183,7	146,3	1802,9	192,5	3,621736
32	52,4	W/Rh	1208,2	144,6	1784	185,5	3,462166
32	45	W/Rh	1222,2	148	1797,9	191,4	3,365057
32	36	W/Rh	1216,8	165,9	1807,7	217,3	3,056654

Anexo 3- Tabela de Medições de Kerma à superfície de entrada na pele e DGM

Tensão (kV)	Corrente (mA.s)	Combinação Ânodo/filtro	Kerma	DGM
25	85	Mo/Mo	6,0877	0,29063146
25	100	Mo/Mo	7,162	0,341919365
27	65,5	Mo/Mo	6,13342	0,332345941
27	56	Mo/Mo	5,24384	0,284143095
27	80	Mo/Mo	7,4912	0,405918707
28	50	W/Rh	1,823	0,276593314
28	63	W/Rh	2,297	0,348510611
28	47,9	Mo/Rh	4,498	0,383954463
28	40	Mo/Rh	3,7568	0,320684777
28	36	Mo/Rh	3,3811	0,288614592
28	45	Mo/Rh	4,2264	0,360770374
28	45	Mo/Rh	4,2264	0,360770374
28	57	Mo/Mo	5,9713	0,343697092
28	56	Mo/Mo	5,8666	0,337670751
28	56	Mo/Mo	5,8666	0,337670751
28	45	Mo/Mo	4,7142	0,271340718
28	36	Mo/Mo	3,7714	0,217074877
28	28	Mo/Mo	2,9333	0,168835376
30	63,1	W/Rh	2,736	0,446281504
30	50	W/Rh	2,168	0,353632419
30	56	W/Rh	2,4282	0,396074834
30	63,4	W/Rh	2,749	0,448401993
32	52,4	W/Rh	2,6368	0,461179584
32	45	W/Rh	2,2644	0,396046363
32	36	W/Rh	1,8115	0,316833592

**Anexo 4- Tabela de Valores para cálculo da DGM**

	HVL	g	c	s	D
Mo/Mo, 25 kV	0,29	0,148349	1,109703	1	0,047741
Mo/Mo, 27 kV	0,31	0,157711	1,108317	1	0,054186
Mo/Mo, 28 kV	0,32	0,162392	1,107624	1	0,057558
Mo/Rh, 28 kV	0,39	0,195159	1,102773	1,017	0,085361
W/Rh, 28 kV	0,52	0,256012	1,093764	1,042	0,151724
W/Rh, 30 kV	0,54	0,265374	1,092378	1,042	0,163115
W/Rh, 32 kV	0,56	0,274736	1,090992	1,042	0,174901