

UNIVERSIDADE DO ALGARVE
FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA

**CONDIÇÕES ÓPTIMAS DE
IRRADIAÇÃO DA MAMA NA MULHER
ALGARVIA.**

MESTRADO DE IMAGIOLOGIA MÉDICA

FILIPA SOFIA LOPES SANTOS RAMOS

Faro, 2009

Universidade do Algarve
Faculdade de Ciências e Tecnologia

Filipa Sofia Lopes Santos Ramos

Orientador: Prof. Doutor Nuno Teixeira

Fevereiro 2009

**“CONDIÇÕES ÓPTIMAS DE IRRADIAÇÃO DA MAMA
NA MULHER ALGARVIA”**

Júri:

Presidente: Doutora Maria Graça Ruano

Vogais: Doutora Maria da Conceição Abreu e Silva; Doutor Nuno José
Teixeira; Doutora Ana Isabel Pascoal

ÍNDICE GERAL

	<i>pág</i>
Índice de Tabelas	iv
Índice de Anexo	v
Índice de Figuras	vi
Abreviaturas	vii
Agradecimentos	viii-
Resumo	ix
Abstract	x
Glossário	xi
Capítulo 1 – Introdução	1
1.1 - Relevância e Definição do Estudo	1
1.2 - Organização do Estudo	2
Capítulo 2 - Fundamentação Teórica	3
2.1 Anatomia da Mama	3
2.1.1 Anatomia da Mama nos Diversos Planos	3
2.2 Classificação da Mama	5
2.3 Métodos de Localização	7
2.4 Compressão	8
2.4.1 Objectivos da Compressão	8
2.5 Física da Mamografia	10
2.5.1 Produção de Raio X	10
2.5.2 Radiação de Bremsstrahlung ou Travagem	11
2.5.3 Componentes Internas de uma Ampola de Raio X	13
2.5.4 Interação dos Raios X com a Matéria	17
2.6 Mamografia	19
2.6.1 Filme + Ecrã Intensificado	21
2.6.2 Controlo Automático da Exposição em Mamografia	21
2.6.3 Revelação	21
2.7 Mamógrafo e Componentes	22
2.8 Incidência da Mamografia	23
2.9 Controlo da Qualidade da Imagem	24
Capítulo 3 - Metodologia do Trabalho Experimental	26
3.1 Desenvolvimento da Pesquisa	26
3.2 Procedimentos, Amostra, Recolha e Interpretação de Dados/ 1º Fase	26
Capítulo 4 – Conclusão	40
Referências Bibliográficas	42
<i>Anexos</i>	

ÍNDICE DE TABELAS.

	<i>pág</i>
Tabela 1 – Classificação da Mama -----	6
Tabela 2 – Ensaio mama pequena-----	31
Tabela 3 – Ensaio mama média-----	32
Tabela 4 – Ensaio mama Grande-----	32
Tabela 5 –Dados conclusivos das condições óptimas -----	37
Tabela 6 – Comparação de doses -----	39

ÍNDICE DE ANEXOS

Dados iniciais do estudo	Anexo I
Caracterização da Amostra	Anexo II
Quadros da resolução espacial do fântoma	Anexo III
Quadro resolução de baixo contraste do fântoma	Anexo III
Quadro da sensibilidade de baixo contraste do Fântoma	Anexo IV
Quadro dos detalhes de alto contraste do fântoma	Anexo IV
Quadros de parâmetros de qualidade observados nas imagens	Anexo V
Carta de autorização do estudo nas instituições	Anexo VI

ÍNDICE DE FIGURAS

	<i>pág</i>
Figura 1 - Anatomia Superficial-----	4
Figura 2 - Mama em corte Sagital-----	4
Figura 3 - Vista Anterior da Mama (corte glandular) -----	5
Figura 4 - Vista Anterior da Mama (três Tipos de Tecidos)-----	5
Figura 5 - Identificação dos Quadrantes Mamários-----	7
Figura 6 - Compressão da Mama-----	9
Figura 7 - Espectro de Emissão de Raio X Bremsstrahlung-----	11
Figura 8 - Constituintes de uma Ampola de Raio X-----	12
Figura 9 - Cátodo de Duplo Filamento-----	13
Figura 10 - Ânodo e Cátodo-----	13
Figura 11 - Eléctrodo de Focagem-----	14
Figura 12 - Esquema de um Cátodo com Dois Filamentos -----	14
Figura 13 - Pequeno Ponto Focal-----	15
Figura 14 - Grande ponto Focal-----	15
Figura 15 - Ampola de Ânodo Rotativo-----	16
Figura 16 - Ampola de Ânodo Rotativo -----	16
Figura 17 - Diagrama de um Foco Real e Óptico de uma Ampola de Raio X-----	16
Figura 18 - Mecanismo de Propagação de Calor de uma Ampola de Raio X-----	17
Figura 19 - Sucessão de Eventos-----	17
Figura 20 - Mamógrafo-----	23
Figura 21 - Base de acrílico-----	30
Figura 22 – Bases de acrílico com fãntoma TOR MAX posicionado-----	31
Figura 23 - Mesa de comando do mamógrafo-----	33
Figura 24 - Imagem do fãntoma TOR MAX após irradiação-----	34

LISTA DE ABREVIATURAS

A.E.C	Controlo de exposição automática
Ag⁺	Símbolo químico do ião de prata
cm	Centímetro
E_{max}	Energia máxima
HA	Hospital A
HB	Hospital B
keV	Kilo electrão-volt
kgf	Kilograma força
kV	Kilovoltagem
kV_p –	Kilovoltagem pico
Ma.s	Miliampere por segundo
mm	Milímetro
Mo	Molibdénio
Rh	Ródio

AGRADECIMENTOS

Agradeço com especial atenção à minha filhota, por ser o meu especial incentivo. Ao Carlos, meu marido, pela sua compreensão, paciência e acompanhamento, e pela força que me transmitiu para que este projecto ficasse concluído.

Aos meus pais, que estiveram sempre ao meu lado e indirectamente deram o seu contributo.

Obrigado à minha amiga Ana Marreiros, pela ajuda nas bases estatísticas da dissertação e por todo o apoio psicológico.

Não poderia deixar de agradecer com especial atenção ao meu Orientador, Professor Nuno Teixeira e à sua equipa, Eng.º Nuno Machado e Eng.º Pedro da empresa Medical Consult, pela sua disponibilidade e apoio prestado, no que foram incansáveis.

Pelo seu desempenho, preocupação, tempo, presença e dedicação não poderia deixar de apresentar um agradecimento muito especial à professora Conceição Abreu.

Obrigado à minha cunhada professora Maria José Homem e à minha amiga Dora Baptista pela sua colaboração nas traduções que foram necessárias para a pesquisa do trabalho.

À Catarina e ao Eng.º Ricardo Machado, um grande obrigado do coração, não só pela demonstração de amizade, mas também porque estiveram sempre presentes quando mais necessitei de ajuda para a realização do trabalho.

À minha amiga Mestre Sónia Sequeira por todo o apoio.

Agradeço a todos os meus amigos que, de certa forma, com trabalho directo ou indirecto ajudaram neste projecto.

A todos o meu muito obrigado!

RESUMO

CONDIÇÕES ÓPTIMAS DE IRRADIAÇÃO DA MAMA EM MULHERES ALGARVIAS

Filipa Sofia Lopes Santos Ramos

Em Portugal, o cancro da mama é a segunda causa de morte na população feminina, aproximando-se da primeira causa em mulheres acima dos 45 anos de idade. Assim, é notável a preocupação de cada vez mais tentarmos melhorar todas as tecnologias que com esta doença estão relacionadas.

A presente dissertação tem como objectivo otimizar os parâmetros físicos que contribuam para a qualidade da imagem de mamografia – optimização de kV, mAs.

O trabalho é constituído por três fases: a primeira que tem como intuito a obtenção da amostra (dois hospitais distintos); a segunda fase que resulta nos ensaios fântoma aplicados com as características resultantes da primeira fase; e uma última fase, que consiste na obtenção da optimização.

Assim, verificou-se que:

- Não existem grandes discrepâncias nos diferentes hospitais;
- Os valores óptimos para a tipologia mama pequena são idênticos nos dois hospitais em estudo;
- Existe uma ténue variação em termos de kV na mama média (28 kV HA e 27 kV HB);
- A grande distinção situa-se no tipo de mama grande em que, apesar do mesmo valor de kV, existe um diferencial de quase o dobro em termos de mAs (320 mAs HA e 180 mAs HB).

Palavra-chave: Mamografia, Fântoma, Qualidade de imagem, mAs, kV, Tipologia de mama.

ABSTRACT

OPTIMAL CONDITIONS FOR BREAST IRRADIATION IN ALGARVIAN WOMAN

Filipa Sofia Lopes Santos Ramos

In Portugal, breast cancer is the second cause of death in the female population coming close to the first cause in women over 45 years of age, which justifies all concerns in trying to improve technology related to this illness.

The purpose of this study is to optimize the physical parameters that contribute to the quality of mammographical images - optimization of kV, mAs.

This study is divided into three parts. The first part refers to the obtainment of the sample (two distinct hospitals), the second part refers to the phantom tests applied to the characteristics of the first phase and, the final phase, the optimal mathematical achievement and conclusions.

What was observed:

- No great discrepancies were detected between the two different hospitals;
- The optimum values for small breasts typology were identical in both hospitals
- Insignificant variation in terms of kV for average breast typology, (28 kV HA and 27 kV HB)
- Great distinction is observed in the case of big breasts where, in spite of the same kV value, a differential of almost double was observed in terms of mAs, (320 mAs HA and 180 mAs HB).

Key-words: Mammography, phantom, image quality, mAs, kV, breast typology

GLOSSÁRIO

Absorção – o electrão do meio perde a totalidade ou parte da energia para um electrão do meio.

Capacidade calorífica – quantidade de calor necessário para elevar 1°C a temperatura desse corpo.

Coefficiente de atenuação – traduz a probabilidade da ocorrência de interacções entre os fotões e a matéria por unidade de espaço.

Contraste – é a diferença entre o valor de uma dada propriedade em duas regiões contíguas, que permitem a sua distinção. $C = (B - B') / (B + B')$

Corrente eléctrica – é a carga eléctrica correspondente ao número de electrões que, por segundo, atravessam a secção do feixe normal à velocidade de deslocamento.

Densidade – grau de enegrecimento da película.

Detalhe – dualidade que permite distinguir os contornos das várias sombras que constituem a imagem.

Dispersão – é a deflecção de Fotões devido a uma interacção com a transferência, ou não, de energia para o meio.

Distorção – se o raio central não é perpendicular ao centro do órgão o aumento da sua imagem não é uniforme. É mais acentuado nas partes mais afastadas do ânodo

Dose absorvida – é a energia que os electrões postos em movimento no meio material perdem devido aos choques com os electrões pertencentes ao átomo do meio material irradiado por unidade de massa.

Dose efectiva - Soma das doses equivalentes de cada órgão, multiplicado pelo factor de ponderação do órgão ou tecido do corpo humano

Dose equivalente - Dose absorvida média para uma dada radiação num dado órgão ou tecido, multiplicado por um factor de ponderação para esse tipo de radiação.

Electrão – Volt (eV) – energia cinética que o electrão adquire por acção da diferença de potencial de 1V.

Energia efectiva – é a energia de um feixe monocromático hipotético que sofre a mesma atenuação por um dado absorvente de referência.

Exposição – é uma grandeza que exprime a capacidade da radiação electromagnética, X ou Y, produzir iões no ar.

Intensidade – é a energia por unidade de tempo e por unidade de área normal à direcção dos raios

kV – diferença de potencial estabelecida entre o eléctrodo da ampola para a formação de raio X.

mA – quantidade de radiação a ser utilizada. Numero de electrões libertados pelo filamento que vão contribuir para a formação de raio X.

Molibdénio – MO, Z=42, Ponto de fusão 2896°C.

Radiação – é a energia emitida e transferida através do espaço ou matéria.

Radiação electromagnética – resulta de vibrações de um campo eléctrico e de um campo magnético normais entre si, que se propagam com velocidade máxima através do espaço vazio.

Resolução espacial – é a mínima distância entre duas linhas, capaz de se diferenciarem no filme.

Ródio – Rh, Z=45, Ponto de fusão 2236°C.

S – tempo de exposição do corpo à radiação para obtenção de imagem.

Tecido adiposo – mais rico em hidrogénio que o tecido mole, tem menor coeficiente de atenuação.

CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO

1.1 RELEVÂNCIA E DEFINIÇÃO DO ESTUDO

Entre quatro a cinco mulheres morrem por dia com cancro da mama em Portugal. Todos os anos surgem 3500 novos casos desta patologia, sendo esta a segunda causa de morte entre a população feminina portuguesa e atingindo a primeira causa na faixa etária acima dos 45 anos de idade. Um quadro assustador que, segundo os responsáveis da Sociedade Portuguesa de Senologia (SPS), justifica por si só a realização de rastreios periódicos, através das mamografias.

O método mais eficaz para a detecção precoce da patologia da mama é a mamografia; esta detecta cerca de 90% dos casos. No entanto, a qualidade do exame mamográfico está associado a vários factores, assim como relação ecrã filme, técnica radiológica aplicada, posicionamento correcto do paciente, compressão aplicada à mama, parâmetros de exposição (mAs e kV) e o controlo de qualidade dos equipamentos.

Dos diversos factores que contribuem para a qualidade de imagem, o trabalho centra-se na pesquisa de *condições óptimas de irradiação (mAs/kV)* para a tipologia de mama pequena, média e grande

O estudo foi aplicado em duas instituições distintas que recebem mulheres de toda a região Algarvia.

Inicialmente a experiência abrange 155 casos de mulheres sujeitas a mamografia em condições de inexistência de controlo de qualidade dos equipamentos. Posteriormente com o sustentáculo dos valores reais dos 155 casos, serão realizados ensaios com simulador de mama para a obtenção dos valores óptimos.

A justificação da importância da mamografia para a detecção do cancro da mama é ilustrativa do quanto é importante otimizar os parâmetros de irradiação que contribuem para a qualidade de imagem. Se optimizarmos, estamos perante um meio de diagnóstico em que a percentagem de falha de detecção é reduzida.

“Tudo o que contribua para a melhoria da qualidade média da imagem em mamografia é um desafio.”

1.2 ORGANIZAÇÃO DO ESTUDO

O presente estudo encontra-se dividido em quatro capítulos:

Primeiro capítulo consiste na introdução à presente dissertação, evidenciando a importância do trabalho, o(s) objectivo(s) a que se propõe, indicando de uma forma sucinta a importância do exame de mamografia na detecção precoce do cancro da mama.

Segundo capítulo é constituído pela revisão bibliográfica, sendo apresentado em subcapítulos, os quais diferem nos temas que sustentam a compreensão do estudo. Descreve uma breve anatomia da mama, classificando-a e evidenciando a importância e objectivos da compressão; a física da técnica de mamografia, componentes do aparelho mamógrafo; as incidências que constitui este tipo de exame e controlo de qualidade do sistema

Terceiro capítulo apresenta a metodologia, análise e tratamento dos dados da investigação.

Quarto capítulo clarifica os resultados finais do estudo e quais as condições óptimas de irradiação nas tipologias de mama aplicadas no trabalho.

CAPITULO 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ANATOMIA DA MAMA

2.1.1 ANATOMIA DA MAMA NOS DIVERSOS PLANOS

Na mulher adulta, a glândula mamária ou mama constitui uma saliência cônica ou hemisférica localizada anteriormente e lateralmente na parede torácica.

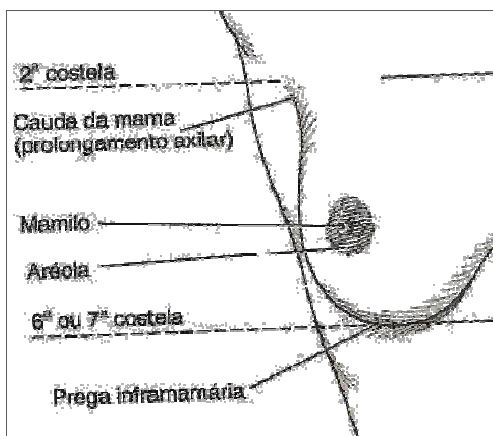
Normalmente estende-se desde a porção anterior da segunda costela até à sexta ou sétima costela, e do extremo lateral do esterno até à axila. Posteriormente, estão suspensas pelos músculos grande peitoral e grande serrado

As glândulas mamárias são órgãos de produção de leite que estão localizadas na face anterior do tórax no interior das mamas.

Em ambos os sexos as mamas apresentam à superfície uma saliência, o mamilo, pequena projecção que contém uma colecção de aberturas de ductos provenientes das glândulas secretoras no interior do tecido mamário.

Rodeada por uma auréola circular e pigmentada de 15 a 20 mm de diâmetro, situada na parte mais proeminente da mama, de cor mais escura do que a da pele que a rodeia.

Têm a superfície bosselada pela presença de glândulas mamárias rudimentares, situadas muito à superfície e chamadas glândulas aureolares. A junção da parte inferior da mama com a parede anterior do tórax constitui a prega inframamária. Interiormente, o parênquima subdivide-se em 15 a 20 segmentos ou lobos (glândulas alveolares) cobertos por uma quantidade considerável de tecido adiposo; é esta gordura fundamentalmente que confere à mama a sua forma característica. Os lobos de cada glândula mamária formam uma massa cônica com o mamilo situado no vértice. Cada lóbulo possui um único canal galactóforo. O prolongamento axilar é uma faixa de tecido que envolve o músculo peitoral lateralmente.



(Bontrager, Kenneth, Tratado de técnica radiologica,1997)

Figura 1 - Anatomia Superficial

Anatomia no plano sagital

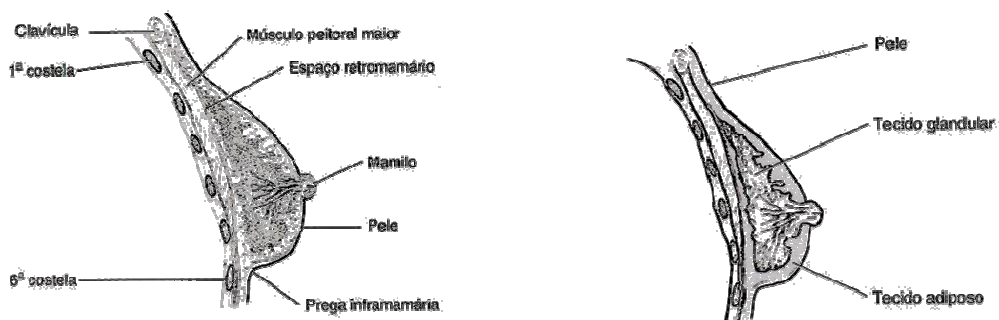
Um folheto de tecido fibroso circunda a mama abaixo da superfície cutânea, outro folheto semelhante recobre o músculo peitoral maior.

Estes dois folhetos ligam-se em uma área denominada espaço retromamário.

A porção central da mama é constituída basicamente de tecido glandular; quantidades variáveis de tecido adiposo ou gorduroso circundam o glandular, a variação de tamanho da mama de um indivíduo para outro depende da quantidade de tecido adiposo.

A função primária da glândula mamária é a lactação ou secreção de leite, o tamanho da mama ou a relação da quantidade de tecido adiposo ou glandular nada tem a ver com o funcionamento desta glândula.

A pele que recobre a mama possui espessura uniforme, excepto na área da auréola e do mamilo onde a pele é um pouco mais espessa.



(Bontrager, Kenneth, Tratado de técnica radiologica,1997)

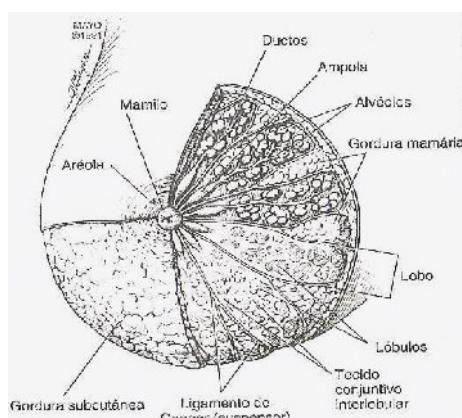
Figura 2 - Mama em corte sagital

Anatomia do plano frontal

O tecido glandular da mama é dividido em 15 ou 20 lobos dispostos como os raios de uma roda circundando o mamilo. Os lobos glandulares são constituídos de vários lóbulos individuais, estando reunidos num arranjo radial.

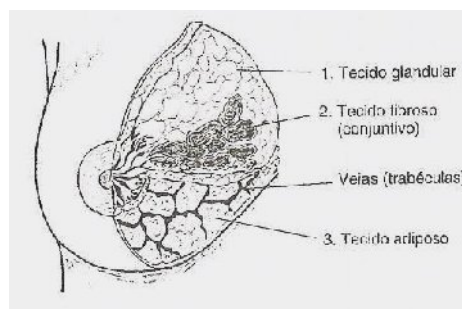
Uma camada de tecido adiposo imediatamente sob a pele circunda e recobre o tecido glandular. O tecido adiposo mamário lobular, gordura subcutânea, é interposto aos elementos glandulares.

Tecido conjuntivo interlobular circunda e sustenta os lobos e outras estruturas glandulares. Extensões deste tecido fibroso semelhantes a faixas são conhecidos como ligamentos de *Cooper* que fazem sustentação às glândulas mamárias.



(anonimo,2006)

Figura 3 - Vista anterior da mama (tecido glandular)



(Bontrager, Kenneth, Tratado de técnica radiológica,1997)

Figura 4- Vista anterior da mama (3 tipos de tecidos)

2.2 CLASSIFICAÇÃO DA MAMA

Existem grandes variedades de mamas, tanto no que diz respeito ao tamanho, à morfologia, à proporção dos tecidos que a constituem, bem como quanto à forma, tamanho e coloração da auréola e mamilo.

Podem ser considerados 3 tipos de mama consoante a quantidade de tecido fibroglandular em relação ao tecido adiposo.

Mama Fibroglandular – Mama jovem, geralmente muito densa, que contém quantidades relativamente pequenas de tecido adiposo; está entre a pós-puberdade até cerca dos 30 anos, no entanto mulheres com 30 anos que nunca amamentaram também pertencerão a este grupo ou mulheres grávidas e lactantes.

Mama Fibrogordurosa – À medida que a mulher envelhece e ocorrem mais alterações nos tecidos mamários, há uma mudança gradual da pequena quantidade de tecido adiposo para uma distribuição mais igual de tecido gorduroso e fibroglandular.

Grupo etário que varia dos 30 aos 50 anos de idade.

Mama Gordurosa – Último grupo que ocorre após a menopausa, normalmente a partir dos 50 anos de idade. A maior parte do tecido glandular da mama sofre atrofia, sendo convertido em tecido adiposo.

As mamas das crianças e da maioria dos homens contêm principalmente gordura em pequenas proporções, pertencente assim a esta categoria.

Além do tamanho da mama e da espessura à compressão, a densidade média dos tecidos da mama determinará os factores de exposição. A mama mais densa é a do tipo fibroglandular, a menos densa a do tipo gorduroso e a com iguais quantidades de tecido adiposo e fibroglandular é designada de fibrogordurosa.

Tabela 1 - Classificação da Mama

Mama fibroglandular	Mama fibroadiposa	Mama Adiposa
Faixa etária 15 a 30 anos	Faixa etária – 30 a 50 anos	Faixa etária – a partir dos 50 anos
Mulheres grávidas ou lactantes	Mulheres jovens com 3 ou mais gestações	Pós-menopausa
Radiologicamente densas	Radiologicamente densidade média	Radiologicamente, densidade mínima
Pouca gordura	50% Gordura e 50% fibroglandular	Atrófica
		Mama de crianças e homens

(Tabela com base no Autor Cunha, C (1990) Atlas de Imagiologia da Mama, Lisboa)

2.3 MÉTODOS DE LOCALIZAÇÃO

O método utilizado para dividir a mama é o método do **sistema de quadrantes**.

Podem ser descritos quatro quadrantes que utilizam o mamilo como centro.

QSE – quadrante superior externo

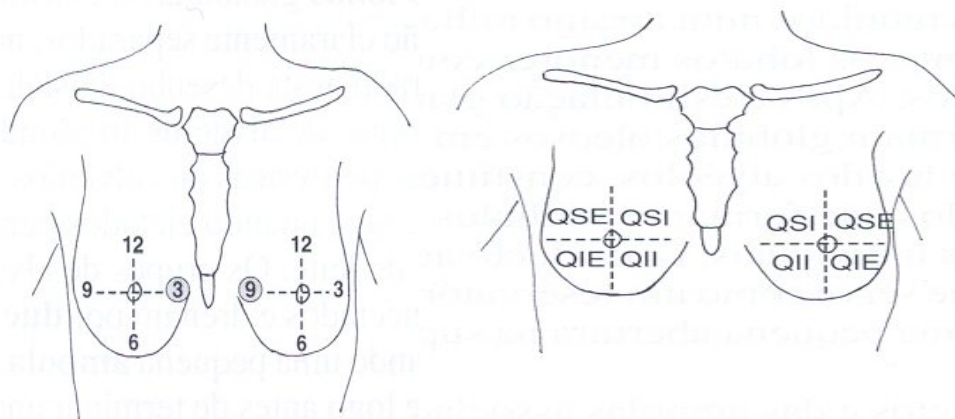
QSI – quadrante superior interno

QIE – quadrante inferior externo

QII – quadrante inferior interno

Existe ainda um segundo método muito pouco utilizado pelos profissionais de saúde, **método do relógio**. Divisão em sistema de relógio, o qual compara a superfície mamária com um relógio

Tem o inconveniente que “a hora” na mama direita não corresponde à mesma “hora” na mama esquerda.



(Bontrager, Kenneth, Tratado de técnica radiologica,1997)

Figura 5 - Identificação dos quadrantes mamários

2.4 COMPRESSÃO

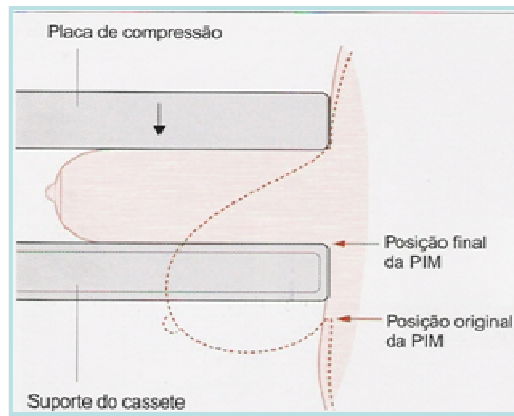
Todos os aparelhos de mamografia contêm um dispositivo de compressão para comprimir a mama. O dispositivo de compressão é feito de um plástico que permite a transmissão de raios x de baixa energia. O dispositivo deve de ter um bordo da parede torácica recta para permitir que a compressão seja feita desde os tecidos mamários próximos da parede torácica.

Além do dispositivo de compressão padrão pode ser usado um dispositivo para visualização de detalhes de menores dimensões para comprimir áreas localizadas. O dispositivo de compressão deve ser verificado regularmente para assegurar o seu funcionamento apropriado e a aplicação do grau correcto de pressão.

A compressão apropriada é um dos factores fundamentais na realização de mamografia de alta qualidade.

2.4.1 OBJECTIVOS DA COMPRESSÃO:

- Diminuir a espessura da mama
- Produzir uma distribuição regular dos tecidos, tornando a espessura da mama homogénea desde a parede costal até ao mamilo
- Colocar as estruturas da mama o mais próximo possível do filme,
- Evitar sobreposições,
- Permitir uma identificação mais fácil de pequenas lesões do parênquima mamário;
- Imobilizar a mama e diminuir ou anular a falta de definição associada aos movimentos do objecto irradiado;
- Reduzir a radiação secundária em virtude de uma menor espessura da mama, resultando um melhor contraste
- Diminuir a quantidade de radiação, radiação directa e dispersa, devido ao uso de uma técnica de baixa tensão
- Acentuar as diferenças de densidade entre tecido normal e anormal, visto que o tecido neoplásico é menos compressível que o tecido normal circundante.



(Lopes, Joaquim; Técnica radiológica em mamografia, 1998)

Figura 6 - Compressão da mama

2.5 FÍSICA DA MAMOGRAFIA

2.5.1 PRODUÇÃO DE RAIO X

Não podemos abordar uma técnica radiológica como a mamografia sem primeiro passar por diversos pontos importantes nesta área, tais como a produção de Rx e factores que influenciam todo o processo desta técnica.

A radiologia é a técnica que utiliza raios X, uma forma de radiação electromagnética de elevada energia, com a finalidade de obter imagens de diagnóstico médico.

A radiação electromagnética é a propagação de um campo eléctrico e de um campo magnético, normais entre si, que se propagam com velocidade máxima através de um espaço.

Os processos pelos quais resultam o aparecimento da radiação electromagnética ionizante são: transições quânticas de energia, aceleração de cargas eléctricas e aniquilação de positrões.

Um feixe de Rx é o deslocamento de pequenas quantidades de energia progredindo à velocidade da luz – Fotões.

Os raios X pertencem ao grupo das radiações ionizantes de fotões de energia superior a 13.6 electrões – volt, capazes de ionizarem estruturas biológicas.

Em radiodiagnóstico interessa-nos obter informação cedendo o mínimo de energia ao meio biológico.

Os raios X usados para fins de diagnóstico são produzidos por bombardeamento de eléctrodos metálicos com feixes de electrões de elevada energia cinética.

A produção de raios X é efectuada dentro de uma ampola, a que chamamos ampola de raios X, onde se faz um vazio elevado, existindo um filamento de tungsténio, um diapositivo de focagem e um ânodo.

As características exigidas aos raios X para a execução das diferentes técnicas radiológicas, são, em grande parte, obtidas por variações de energias cinéticas dos electrões e da corrente eléctrica transportada por estes.

Entre o ânodo e o filamento é aplicada uma diferença de potencial eléctrico; os electrões são emitidos do filamento por efeito termiónico, são acelerados no campo

eléctrico existente, com a presença do eléctrodo de focagem os electrões são dirigidos sobre uma área mínima e pontual do ânodo – foco, cedendo a energia cinética.

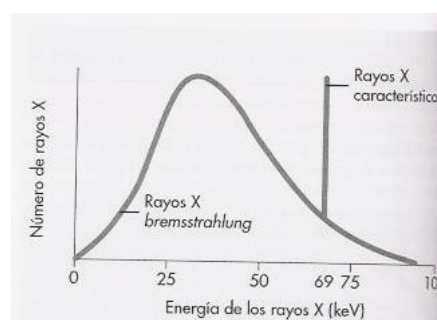
Da interacção de partículas carregadas com a matéria pode resultar a libertação de fotões. Algumas produzem um espectro contínuo e outros um espectro discreto; no entanto, a maior parte destas energias são libertadas em forma de calor e só uma pequena percentagem (1%) é emitida em forma de energia electromagnética.

2.5.2 RADIAÇÃO DE BREMSSTRAHLUNG OU TRAVAGEM

É responsável pela parte contínua do espectro e deve-se a perda de energia cinética de electrões que passam próximo do núcleo do átomo do ânodo.

A trajectória do electrão é deflectida sendo emitido fotões, chamados fotões de bremsstrahlung. A emissão destes fotões resulta da conservação do momento cinético do sistema núcleo-electrão acelerado. A variação da velocidade destes electrões, devido à acção atractiva dos núcleos do ânodo, de elevado número atómico, obriga a transformação de energia cinética em electromagnética (fotões).

As energias dos fotões emitidos dependem do número atómico dos átomos do ânodo, da distância da interacção electrão-núcleo e da energia cinética dos electrões.



(Lima, José Pedroso, Técnicas de Diagnostico com Raio X, 2005)

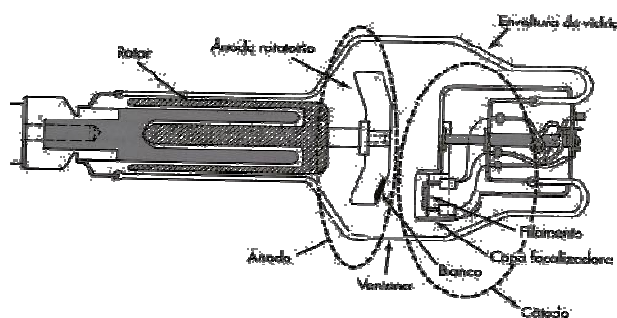
Figura 7 - Espectro de emissão de raios X Bremsstrahlung

A energia máxima do espectro de raios x – E_{max} , é a energia cinética total dos electrões incidentes e corresponde à transformação completa da energia cinética daqueles em energia electromagnética.

Os electrões acelerados podem colidir com electrões das camadas mais internas dos átomos do ânodo, produzindo ionizações ou excitação. No caso de ionização um electrão é expelido, no caso da excitação o electrão passa a ocupar um nível de energia mais externo no átomo.

A quantidade de radiação x emitida por uma ampola pode ser alterada sem variar a energia máxima; para uma dada tensão aceleradora a quantidade de raios x emitida depende do número de electrões que colidem com o ânodo, assim, há uma relação de proporcionalidade directa entre a intensidade total da corrente eléctrica anódica e a intensidade do feixe de raios x emitido. Estas variações quantitativas dos raiosX poderão ser obtida também com a variação do tempo de irradiação.

A qualidade dos raios x ou energia efectiva de um feixe depende da tensão aceleradora aplicada ao tubo. Com a variação da tensão aceleradora, varia também, a quantidade de fotões produzidos pela ampola.

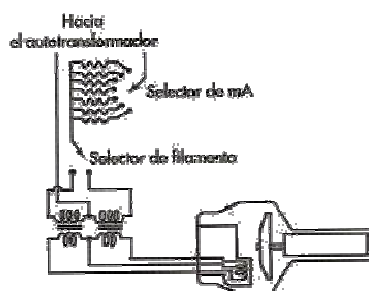


(Lima, José Pedroso, Técnicas de Diagnostico com Raio X, 2005)

Figura 8- Constituintes de uma ampola de raios X

2.5.3 COMPONENTES INTERNAS DE UMA AMPOLA DE RAIOS X

Cátodo



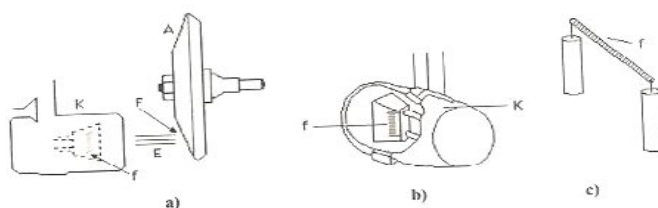
(Lima, José Pedroso, Técnicas de Diagnostico com Raio X, 2005)

Figura 9- Cátodo de duplo filamento

O cátodo é a parte negativa do tubo de Rx, é constituído por duas partes: filamento e eléctrodo de focagem.

Filamento – tem o diâmetro aproximadamente de 0.2mm, conduz a corrente eléctrica, quando aquece emite electrões, fazendo com que os electrões das camadas mais externas dos átomos do filamento sejam expulsos, a este fenómeno damos o nome de **emissão termiónica**.

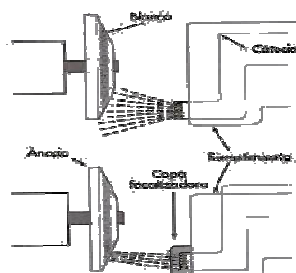
Os filamentos são fabricados a partir de tungsténio revestido por uma fina camada de tório, proporcionando maior emissão termiónica, tendo maior ponto de fusão em relação a outros elementos, aumentando o prolongamento de vida da ampola de RX.



(Lima, José Pedroso, Técnicas de Diagnostico com Raio X, 2005)

Figura 10 - a) ânodo e cátodo; b) cátodo; c) filamento de uma ampola de raio X; K,A) ânodo; F) foco; f) filamento

Eléctrodo de focagem - O filamento termina num eléctrodo de focagem, fazendo com que todos os electrões acelerados embatem no ânodo. A sua eficácia esta determinada pelo seu tamanho e forma, carga e posição.

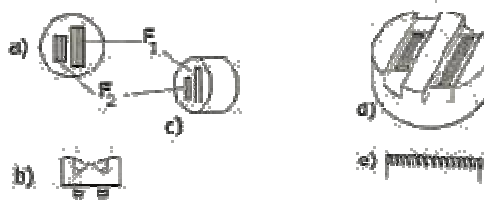


(Lima, José Pedroso, Técnicas de Diagnostico com Raio X, 2005)

Figura 11- Eléctrodo de focagem

Os electrões libertados no filamento são acelerados pelo campo derivado da alta tensão aplicada e são focados de tal modo que o feixe atinge o ânodo numa pequena área, o foco.

O foco é uma área do ânodo onde colidem os electrões, apresenta uma configuração rectangular e condições de polarização.

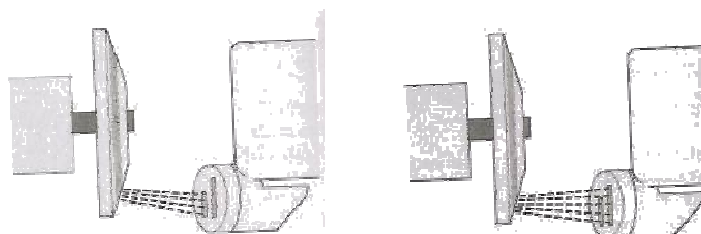


(Lima, José Pedroso, Técnicas de Diagnostico com Raio X, 2005)

Figura 12- Esquema de um cátodo com 2 filamentos; a) vista anterior; b) corte; c) vista de topo; d) perspectiva; e) filamento

Ponto focal - A maioria das ampolas de Rx têm pontos focais, um grande e outro pequeno, utiliza-se o ponto pequeno quando se pretende imagens com maior resolução espacial, ponto focal grande para o estudo de estruturas grandes, com valores altos de corrente. A selecção deste parâmetro faz-se mediante a selecção do parâmetro de mA na consola técnica.

Ponto focal pequeno mede normalmente entre 0.1 a 1mm e o ponto focal grande entre 0.3 a 2mm.



(Lima, José Pedroso, Técnicas de Diagnostico com Raio X, 2005)

Figura 13- Pequeno ponto focal

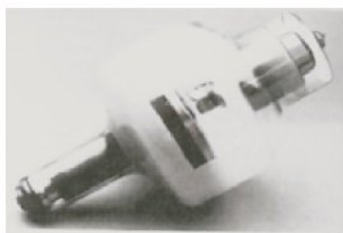
Figura 14- Grande ponto focal

Ânodo

É o eléctrodo positivo circuito de alta tensão do tubo, servindo de alvo para electrões acelerados provenientes do filamento.

Este tem que fazer a dissipação do calor produzido, pois a emissão de raios X para as energias usadas em diagnóstico é um processo de muito baixo rendimento, sendo a maior parte da energia cinética dos electrões transformada em calor. Só cerca de 1% desta energia cinética aparece na forma de Rx e desta fracção apenas 1% é dirigido para o paciente. Grande quantidade de calor é libertada do ânodo levando este a temperaturas elevadíssimas. Assim, uma das grandes características do ânodo é o seu elevado número atómico, para o aumento da rentabilidade da conversão da energia cinética dos electrões incidentes, um alto ponto de fusão e uma boa capacidade calorífica para que as temperaturas demasiado altas sejam evitadas e boa condutibilidade térmica.

Existem fundamentalmente dois tipos de ânodos nas ampolas de Rx, os estacionários e os rotativos.



(Bushong, S.C.; Radiologic Science for Technologist, 1997)

Figura 15 - Ampola de ânodo rotativo (Philips medical Systems)

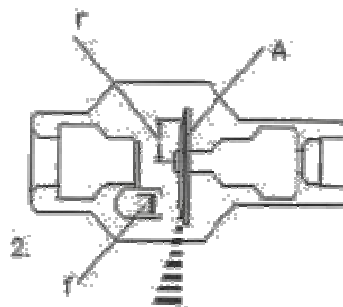
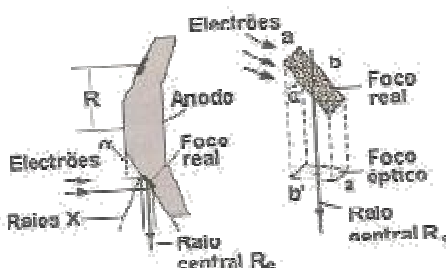


Figura 15 e 16- Ampola de ânodo rotativo A) ânodo; f) filamento; r) raio do ânodo rotativo

Os ânodos estacionários hoje em dia são mais frequentes em tubos de RX utilizados para imagens dentárias e portáteis, exames que não necessitam de doses altas.

Os ânodos rotativos são utilizados para produzir radiação de alta intensidade em períodos de tempo curto.

Num tubo de ânodo rotativo a área de embate dos electrões é multiplicada pelo factor $2\pi R/a$, sendo o R o raio médio de rotação do foco, a o lado do foco real (área aproximadamente rectangular que é bombardeada heterogeneamente por electrões).



(Lima, José Pedroso, Técnicas de Diagnostico com Raio X, 2005)

Figura 17- Diagrama de um foco real e óptico de uma ampola de raio X

2.5.4. ÂMPOLA

A ampola é envolvida por óleo para fazer o seu próprio arrefecimento, parte do calor é porem conduzido através do veio de rotação do ânodo até ao rotor e os seus rolamentos.

A energia cinética dos electrões secundários é cedida ao meio na vizinhança imediata no ponto onde foram postos em movimento.

A radiologia é fundamentalmente, baseada nas leis que comandam a transferência de energia dos raios para os meios materiais que atravessam. Esta transferência de energia, entre os fotões e os átomos do meio absorvente acontece segundo diversos processos de interacção de que resultam diferenças de atenuação.

Os raios x de energias interessantes em mamografia interagem com a matéria principalmente por duas formas: efeito fotoeléctrico, efeito compton. Em mamografia o efeito de eleição é o efeito fotoeléctrico

Efeito fotoeléctrico

Um fotão ao atravessar um meio material absorvente transfere integralmente toda a sua energia para o meio material emitindo electrão.

Para uma fotão $h\nu_0 = T_{el} + B$, em que:

T_{el} – energia cinética do electrão libertado

B – energia de ligação do electrão

O efeito fotoeléctrico tem maior probabilidade de ocorrer para electrões das camadas electrónicas mais próximas do núcleo.

Atenuação e absorção do efeito Fotoeléctrico

Define-se coeficiente de atenuação a partir do quociente entre a percentagem de intensidade do feixe atenuado $(-dI/I)$ e a espessura infinita que originou essa atenuação.

$$\mu = (-dI/I) / dx$$

Em termos técnicos o coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoeléctrico é uma soma de dois termos.

$$\tau = \tau_d + \tau_a$$

Onde, τ_d é o coeficiente que contabiliza a radiação dispersa, e τ_a a radiação absorvida. No caso dos tecidos moles, devido a baixa energia dos fótons de fluorescência emitidos $\tau_d \approx 0$ e $\tau \approx \tau_a$.

O coeficiente de atenuação massivo ($\tau_m = \tau/\rho$) devido ao efeito fotoelétrico, esta relacionada com o número atómico (Z) a massa atómica (A) do absorvente e a energia E_i dos fótons incidentes.

O coeficiente de atenuação massivo devido ao efeito fotoelétrico varia directamente com a quarta potência do número atómico e inversamente com a terceira potência da energia. Deste modo, a probabilidade de ocorrência de efeito fotoelétrico aumenta para baixas energias e elevados números atómicos.

2.6 MAMOGRAFIA

A mamografia requer grande contraste e grande resolução espacial e simultaneamente uma baixa dose no tecido irradiado.

A tecnologia permitiu uma diminuição drástica na dose efectiva de raios x nos doentes, baixando a relação risco benefício.

O êxito da mamografia depende, de um conjunto de factores, a serem considerados em simultâneo, para criar condições que permitam uma elevada absorção diferencial nos tecidos moles, com baixa dose nomeadamente: o posicionamento do doente, a imobilização, compressão, os parâmetros da ampola – kV e mAs, o ânodo, a filtragem, e o conjunto

Como se trata de visualizar, com máximo de contraste, uma espessura não muito grande, de tecido mole, convém utilizar energias bastante baixas entre 15 e 25 keV de modo a aumentar a probabilidade de ocorrência de efeito fotoelétrico.

Contudo utilizar baixas energias significa menor penetração e aumento da dose absorvida no órgão em estudo.

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

A utilização de baixa energia sem ter doses elevadas é conseguida utilizando ânodos de metais com energias do espectro característico próximas dos 20keV.

Em mamografia são utilizados raios X de baixa energia, predominantemente do espectro característico de materiais como o molibdénio ou mais recentemente o ródio.

Segundo José Pedroso Lima, 2005, o melhor contraste de imagem é obtido nas mamografias com Mo/Mo. No entanto, para visualização do tecido glandular, músculo peitoral e tecido subcutâneo é excelente com ânodo de Rh

As ampolas usadas em mamografia são de ânodo rotativo e dois focos. Na técnica ampliada são exigidas distâncias foco-filme iguais ou superior a 60 cm e inclinações do ânodo de, pelo menos, 20°.

A radiação dispersa diminui o contraste nas imagens radiológicas. Quanto mais espessa for a mama maior é a intensidade da radiação dispersa e pior o contraste da imagem.

Um sistema de compressão, com regulador e indicador de pressão, deve ser praticado em todos os exames mamográficos para diminuir a espessura de tecido em observação.

São normalmente utilizadas grelhas antidifusoras, em geral focadas, lineares ou cruzadas, com septo de cobre e interceptos de ar ou de carbono. O aumento de contraste obtido com grelhas antidifusoras é obtido à custa de um aumento da dose no paciente, visto que uma fracção da radiação primária é também absorvida pelo septo da grelha.

O filamento com forma de fita metálica, com superfície emissora plana, permite otimizar a homogeneidade do feixe de electrões. São utilizados circuitos de realimentação para ajustar a corrente do filamento em função da kV.

O efeito anódico é importante em mamografia. A menor intensidade do feixe de raios X do lado do ânodo é evidente para pequenas distâncias foco-pele.

2.6.1. FILME + ECRÃ INTENSIFICADO

Os filmes utilizados são de emulsão única e não dupla, para minimizar a degradação da resolução espacial. Para diminuir a dose são utilizados ecrãs intensificadores de terras raras que permitem obter eficiência de detecção superior a 20%.

Um compromisso não torneável no sistema filme + ecrã é aquele que existe entre resolução espacial e eficiência de detecção. A última depende da espessura do ecrã e da concentração e dimensões dos cristais fluorescentes presentes no ecrã. O aumento de qualquer destes factores aumenta a eficiência de detecção originando, simultaneamente, maior dispersão da luz, que leva à degradação da resolução espacial.

Em mamografia devem de ser utilizados negatoscópios próprios para este exame com luminância da ordem dos 6000Cd/m^2 .

A mamografia de filme + ecrã tem uma sensibilidade aproximadamente 90% mas a especificidade é pobre (20-50%), conduzindo a um número elevado de falsos positivos.

2.6.2. CONTROLO AUTOMÁTICO DA EXPOSIÇÃO EM MAMOGRAFIA

Os sistemas de AEC destinam-se a criar condições no feixe de raios X de modo a obtermos valores de densidade óptica consistentes no filme para as diferentes espessuras e densidades, com a kVp utilizada, para uma minimização da dose.

O AEC é muito importante em mamografia devido à grande variação nas espessuras e composição das mamas. Os detectores utilizados nos dispositivos de AEC são câmaras de ionização ou detectores do estado sólido. O posicionamento dos detectores depende da anatomia dos pacientes.

2.6.3. REVELAÇÃO

A revelação é um processo físico-químico que permite tornar visível a imagem latente por redução da totalidade dos iões de Ag^+ , transformando-os em átomos de Ag, nos cristais que participam na imagem latente.

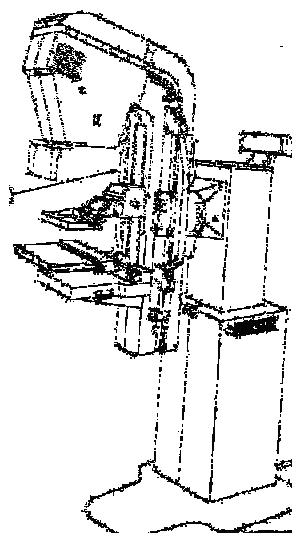
O tempo de revelação influencia a forma e a posição da curva característica do filme radiológico. À medida que aumenta o tempo de revelação, aumenta a sensibilidade do filme assim como o véu. O contraste aumenta inicialmente mas depois diminui.

O tempo de revelação ideal é aquele para o qual resulta um contraste máximo com sensibilidade alta e baixo véu.

2.7. MAMÓGRAFO E COMPONENTES

O mamógrafo é constituído por diferentes e diversos componentes, assim como:

- 1 Gerador, onde se produz corrente de baixo kV, (aumentando o contraste nos tecidos moles), Tensão constante.
2. Gantry, movimenta-se verticalmente para ajustar-se a altura do paciente e movimentos circulares para a realização das diversas incidências mamárias.
3. Ampola, tem um ânodo rotativo de Molibdénio ou Tungsténio, foco ultra fino, um filtro de molibdénio ou Alumínio que permite a obtenção de um feixe monoenergético.
4. Filtros, Molibdénio, Alumínio e ou Ródio, (permitem uma melhor qualidade de imagem, reduzem a dose de exposição).
5. Sistema de Compressão, manual e ou motorizada, com intensidade regulável, prato do compressor em acrílico.
6. Exposímetro Automático, permite obter a imagem com densidade óptica determinada, diminui o número de exposições exageradas.
7. Potter com Grelha Anti-difusora, diminui a radiação difusa, contribuindo para uma melhor definição e contraste não comprometendo a resolução espacial.



(manual do operador, GE Medical Systems, 1995)

Figura 20–Mamógrafo

2.8. INCIDÊNCIAS DA MAMOGRAFIA

Existem diversas projecções para o estudo da mama. Duas dessas são as bases do estudo: **Cranio-caudal** e **Obliqua a 60°**.

As que se seguem são complementares ao estudo:

- a)** Quadrantes Internos ou Quadrantes Externos
- b)** Obliquas com diversas angulações
- c)** Perfil Invertido (Permite a visualização, especialmente dos quadrantes externos e cone retro-areolar)
- d)** Incidência de prolongamento Axilar (Incidência com finalidade de analisar os gânglios axilares)
- e)** Incidência crânio caudal exagerada
- f)** Incidência Cleavage (estudo de lesões localizadas na região paraesternal)
- g)** Incidência de Roll
- h)** Incidências Localizadas
- i)** Incidência Ampliada ou Macro
- j)** Técnica de Ecklund (pacientes com próteses mamárias)

2.9. CONTROLO DE QUALIDADE DE IMAGEM

É a programação, coordenação e execução de operações destinadas a manter ou melhorar a qualidade.

A mamografia é uma técnica que exige muito rigor; apenas a alteração de um parâmetro técnico, mesmo considerado de menor importância, pode ser inadequado e uma pequena lesão infra-clínica pode ficar invisível.

É necessário manter todo o sistema mamográfico (mamógrafo, filmes, ecrãs e sistema de revelação) em óptimas condições para que as imagens obtidas sejam de alta qualidade com baixa dose de radiação.

Todo este sistema requer, exige, a manutenção de uma qualidade óptima, o que se garante através de um programa de Controlo de Qualidade.

O conjunto designado por sistema mamográfico degrada-se com o uso, com o tempo, originando imagens menos precisas. O Controlo de Qualidade é, assim, indispensável para se descobrir, lentas, pequenas e subtis alterações em qualquer parâmetro técnico.

É imprescindível que todos os serviços de imagiologia possuam um fãntoma mamográfico, para uma análise primária destinada a monitorizar os dados a estabelecer no conjunto do sistema mamográfico. Devem fazer-se testes semanais e comparar as imagens obtidas nas mesmas condições, para verificar se o sistema está em boas condições de trabalho; é uma forma fácil e económica de fazer controlo de qualidade.

É necessária a informação sobre as tensões utilizadas (correctas/incorrectas), se esta estável ao longo do tempo e sem variações. Assim, mensalmente, com um aparelho especial (kvP meter) deve verificar-se se a tensão do aparelho é a indicada.

O processamento (revelação/fixação) deve ser regulado e analisado frequentemente. A temperatura dos banhos deve ser regulada diariamente. O fixador e o revelador deverão ser renovados com certa frequência e a limpeza geral da máquina de revelação, em especial os rolos, deverão ser efectuados de acordo com as normas da firma da máquina. É muito importante uma única máquina de revelação para mamografia, utilizando uma temperatura de 36° e o tempo total de processamento de três a quatro minutos.

O processamento deverá ser regulado no início de cada trabalho diário com três testes diferentes:

- a) Um Sensitómetro para expor o filme a constante radiação luminosa. Consiste numa escala de densidades luminosas crescentes, para se ensaiar a máquina de revelação.
- b) Um Densitómetro para ler a densidade dos filmes.
- c) Termómetro para analisar a temperatura dos banhos.

O processamento de imagem, muitas vezes, é o elo mais fraco de todo o sistema e a maior causa de degradação na qualidade da imagem.

A dose de exposição nos mamógrafos também deve ser controlada; pode ser analisada com um Dosímetro Termoluminescente, que se coloca directamente sobre o fãntoma; este exame deve ser efectuado mensalmente e de uma forma precisa, anualmente com uma câmara de ionização utilizada em conjunto com o fãntoma.

CAPITULO 3 METODOLOGIA

3.1 DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA

Todo o processo desenvolvido nesta dissertação tem como fundamento e questão de partida primordial que traduz o foco deste estudo:

***“QUAIS AS CONDIÇÕES ÓPTIMAS DE IRRADIAÇÃO DA MAMA
NA MULHER ALGARVIA?”***

Toda a estrutura metodológica fundamenta-se em três fases distintas e consequentes:

1.^a Fase: “AMOSTRA TIPO” – Que consiste na obtenção “características padrão” pelo processo de amostragem aplicado/ajustado pelas características próprias do campo prático deste estudo.

2.^a Fase: “AMOSTRA ENSAIO” –• Que resulta da aplicação das “características padrão” resultantes da 1.^a Fase, aplicadas em ensaios com fântomas.

3.^a Fase: “OBTENÇÃO MATEMÁTICA DA OPTIMIZAÇÃO” – Que traduz a leitura e interpretação dos valores obtidos na 2.^a Fase em torno das variáveis de definição de qualidade de imagem e posterior conclusão relativamente à obtenção do ótimo.

3.2 PROCEDIMENTOS, AMOSTRA, RECOLHA E INTERPRETAÇÃO DE DADOS

1.^a Fase: “AMOSTRA TIPO”

O processo de amostragem delineado baseou-se na não aleatoriedade da amostra recolhida, uma vez que se traduz numa estrutura assente na “conveniência” dos indivíduos alvo de estudo, ou seja, a participação dos mesmos foi voluntária e resultou de uma situação casual.

Quanto à dimensão de 155 mulheres que compõem a amostra, este número resultou da ideologia *Poisson* em que se considerou o número de ocorrências limitadas no tempo que se traduz, sensivelmente, em dois meses. Por norma nos processos de

estudo limitados cronologicamente, além das repetições no tempo também se registam os intervalos entre ocorrências. Tal facto, nesta ambivalência não acresce nem tão-pouco influencia quaisquer resultados expectantes como objecto de estudo.

•De forma resumida, moldou-se a obtenção amostral a uma espécie de *processo de Poisson* e a justificação temporal de, aproximadamente, 60 dias assenta na óptica prática da ordem cronológica normal do processo académico que finaliza com a concretização desta tese, mas sobretudo pela representatividade quantitativa que nos dois meses escolhidos tiveram, por acaso, em termos de número de mamografias realizadas e/ou recolhidas pela obtenção dos dados.

Sabe-se que as 155 mulheres que efectuaram estes exames imagiológicos constituem uma proporcionalidade na ordem dos 12% da população. Tal percentagem foi calculada aquando do terminus temporal estabelecido de dois meses e baseada no cálculo matemático posterior à obtenção da amostra que constitui a principal desvantagem do processo de amostragem ajustado, Não Aleatório por Conveniência, que se concretiza na não garantia prévia da representatividade para posterior aplicação de inferência estatística.

Conclui-se, então, de forma redundante, que sendo a participação dos indivíduos da amostra seleccionada no contexto da “conveniência”, há que proceder, posteriormente, à proporção da amostra e consequentemente verificação da sua consistência quantitativa bem como existência de viés qualitativo. Este último, por si só, não tem qualquer expressão estatística, uma vez que, pela natureza do objecto de estudo, a representatividade da amostra não passa por questões expressas por variáveis qualitativas nem em classes quantitativas endógenas que possam distorcer extrapolações populacionais ou anular validações amostrais. Relativamente ao “peso proporcional” da amostra, conseguiu-se estimar que a sua representatividade traduz 12,257% da população das mulheres do Barlavento Algarvio.

Esta frequência relativa simples deduziu-se pelo seguinte raciocínio: pela última estimativa populacional a 2005¹, por Concelho, do Distrito de Faro sabe-se que o total da população do sexo feminino do Barlavento Algarvio é de 39.927, na classe etária [25, 64] anos de idade. Complementarmente, pelo estudo do perfil amostral, constatou-se que o 3.º quartil evidencia um valor de 59 anos. Tal facto,

¹ 1- fonte: I.N.E

comprovando que três quartos da amostra são mulheres com idades inferiores ou iguais a 59 anos, e pertencendo à classe da fonte “oficial”, poder-se-á referir por estimação pontual que a classe etária real inferenciada de abrangência contemplará 75% de 39.927, ou seja, 29.945. Paralelamente, pelo histórico de produção hospitalar do Barlavento Algarvio, testifica-se que, em média, cerca de 70% das mamografias são referenciadas pelas consultas exxternas de Senologia, sendo a percentagem complementar justificada,

Essencialmente, por referências afectas às consultas de Ginecologia, Oncologia e outras origens como, por exemplo, os Centros de Saúde. Pela inexistência de pormenores desta última informação, procedeu-se somente à proporção de pedidos efectuados à especialidade directamente relacionada com o estudo da mama – Senologia. Como consequência, o peso das consultas externas de Senologia face à população é de 3%, que multiplicando pela média bienal simples das mesmas e posterior produto de 70%, resulta um valor de 19 mamografias esperadas na população em causa relacionando todos os aspectos intervenientes. Para finalizar, basta aferir o rácio do número de mamografias estimadas pelo todo amostral, que se quantifica por 155, e que traduz uma proporção representativa na ordem dos 12%.

O estudo foi realizado em dois hospitais distintos, com ausência das condições de controlo de qualidade, com equipamentos e origem de revelação de imagem divergente O filtro e ânodo utilizado nas duas situações foi Molibdénio/Molibdénio.

Hospital A mamógrafo *GE MEDICAL SYSTEMS*-sistema de revelação é a luz do dia *MINI LOADER 200p KODAK DRY VIEW*, filmes e ecrãs *KODAK*.

No Hospital B mamógrafo *SIEMENS MAMMOMAT 1000/3000 NOVA* revelação semi-automática com filmes e ecrãs (*FUNGI*).

Foram registados vários dados dos exames de mamografia, a que, as 155 mulheres foram submetidas: idade da mulher, espessura da mama após compressão, kV, mAs, e força aplicada², posteriormente procedeu-se ao seu tratamento estatístico³.

2.ª Fase: “AMOSTRA ENSAIO”

² O intervalo da força aplicada esteve entre os valores 13 e 15 kgf, sendo a sua oscilação de pouca relevância, não se trabalhou com este dado.

³ Anexo I

A segunda fase consiste na obtenção das dimensões da espessura para cada tipologia de mama, e planeamento dos ensaios.

As dimensões utilizadas nos ensaios para a mama pequena, resulta do raciocínio:

Mama Pequena:

Espessura $\leq \bar{X} - S = 20\text{mm}$, a espessura da mama pequena será menor ou igual á subtracção da média amostral com o desvio padrão amostral.

Mama Média:

$\bar{X} - S \geq \text{Espessura} \leq \bar{X} + S = 40\text{mm}$, a espessura da mama média encontra-se entre o valor maior ou igual a subtracção da média amostral com o desvio padrão amostral e menor ou igual a soma da média amostral com o desvio padrão amostral

Mama Grande:

Espessura $\geq \bar{X} + S = 60\text{mm}$, a espessura da mama grande será maior ou igual á soma da média amostral e o desvio padrão amostral

Com as três tipologias de mamas definidas, seguimos para o planeamento dos ensaios:

Três valores de energia (kV) fundamentados pelo truncamento do mínimo e do máximo (só se considerando aqueles mais medianos) serão combinados com quatro valores de carga (mAs), fundamentados nos valores mínimos, máximos e quartis (valores aproximados com os valores limitados pelo mamógrafo).⁴

Após o planeamento prossegue-se para os ensaios usando o simulador da mama

Fântoma TOR MAX. Os *objectos teste* de mamografia, tem como característica essencial ser sensível a qualquer mudança nos factores relevantes em termos de

⁴ Anexo II caracterização da amostra

qualidade de imagem. (kV, mas, ponto focal,.....), estes tem como objectivo simular os detalhes patológicos semelhantes a de uma mama anormal.

A figura seguinte ilustra como são obtidas as três espessuras de mama com o fântoma.

As bases de acrílico, cada uma com um centímetro de espessura são colocadas simulando a espessura de mama prevista para o ensaio.

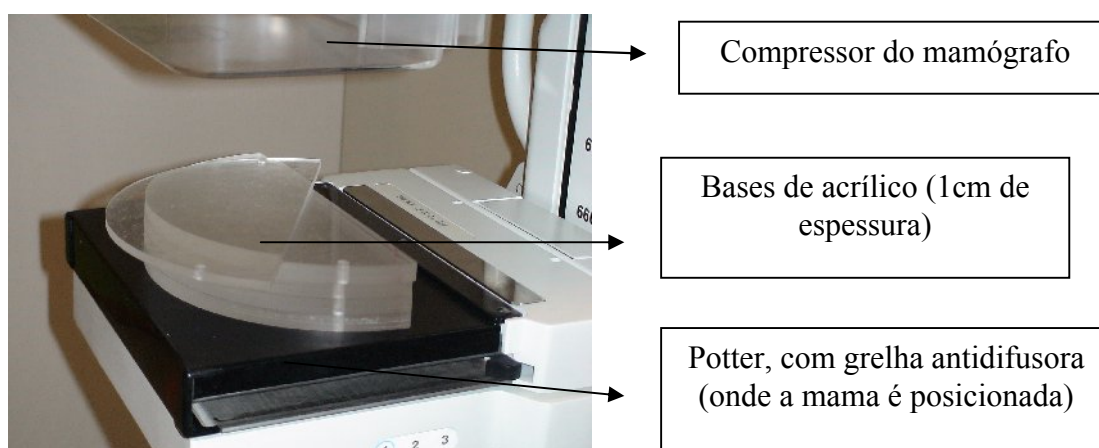


Figura 21 - Base de acrílico, que simula a espessura da mama pretendida, cada base tem 1 cm de espessura

Grelhas Antidifusoras são dispositivos que se colocam entre o doente e o filme, constituídas por lâminas alternadas de alumínio (radiotransparentes) e chumbo (radiopaco) com o objectivo de diminuir a radiação difusa. A radiação que incide sobre o maior eixo das lâminas atravessa a grelha e impressiona a película. Os raios oblíquos em relação ao eixo das lâminas de alumínio são absorvidos pelas lâminas de chumbo.

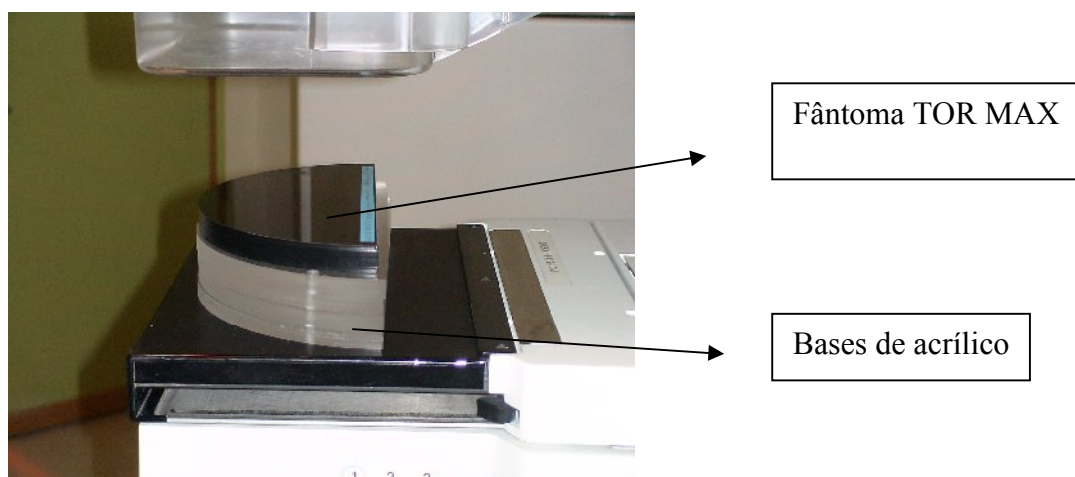


Figura 22 – Bases de acrílico com fântoma TOR MAX posicionado

PLANEAMENTO DOS ENSAIOS PARA AS TRÊS TIPOLOGIAS DE MAMA:

Tabela 2 - 1º Ensaio, mama pequena:

FÂNTOMA TESTE I (Mama pequena)	
Valores de Energia (kV)	Valores de carga (mA)
26	14
	40
	70
	100
27	14
	40
	70
	100
28	14
	40
	70
	100

Para os três valores de kV foram fixados quatro valores de mAs, assim para 26, 27 e 28 kV realizaram-se ensaios com 14, 40, 70 e 100 mAs. Em soma obteve-se doze imagens.

Tabela 3 – 2º Ensaio, mama média

FÂNTOMA TESTE II (Mama média)	
Valores de Energia (kV)	Valores de carga (mA)
26	22
	90
	160
	220
27	22
	90
	160
	220
28	22
	90
	160
	220

O processo de realização dos ensaios da mama média será de igual forma ao utilizado para a mama pequena, assim sendo, para cada valor constante de kV (26,27 e 28) quatro valores de mAs fixos 22, 90, 160 e 220mAs

Tabela 4 – 3º Ensaio, mama grande:

FÂNTOMA TESTE III (Mama grande)	
Valores de Energia (kV)	Valores de carga (mA)
26	80
	180
	250
	320
27	80
	180
	250
	320
28	80
	180
	250
	320

O terceiro e ultimo terá a mesma base, três valores de kV (26,27 e 28) que serão fixados para quatro valores de mAs (80,180,250 e 320).

A experiência foi aplicada em dois hospitais distintos, em cada hospital obtivemos 12 imagens para cada tipologia de mama e 36 imagens finais. Em soma, ficamos com um total de 72 imagens para avaliação de qualidade radiológica.



Figura 23 - Mesa de comando do mamógrafo onde se altera os valores mAs e kV

3.^a Fase: “OBTENÇÃO MATEMÁTICA DA OPTIMIZAÇÃO

Fundamenta-se numa base de dados constituída por 72 elementos (36 por Hospital) resultante da 2^a Fase onde se registaram, por ensaios, os resultados das variáveis de definição de qualidade de imagem: Resolução Espacial, Resolução de Baixo Contraste, Sensibilidade de Baixo Contraste e Detalhes de Alto Contraste e a 0,25 e a 0,50 mm.

O fãntoma tem como finalidade controlar a qualidade da imagem, quantificando certos factores que a influenciam. Os fantomas devem facultar imagens de teste que são contadas por medidas objectivas ou subjectivas em termos de forma visual.

A imagem abaixo mostra os quatro parâmetros de qualidade oferecidos pelo fãntoma

TOR MAX.

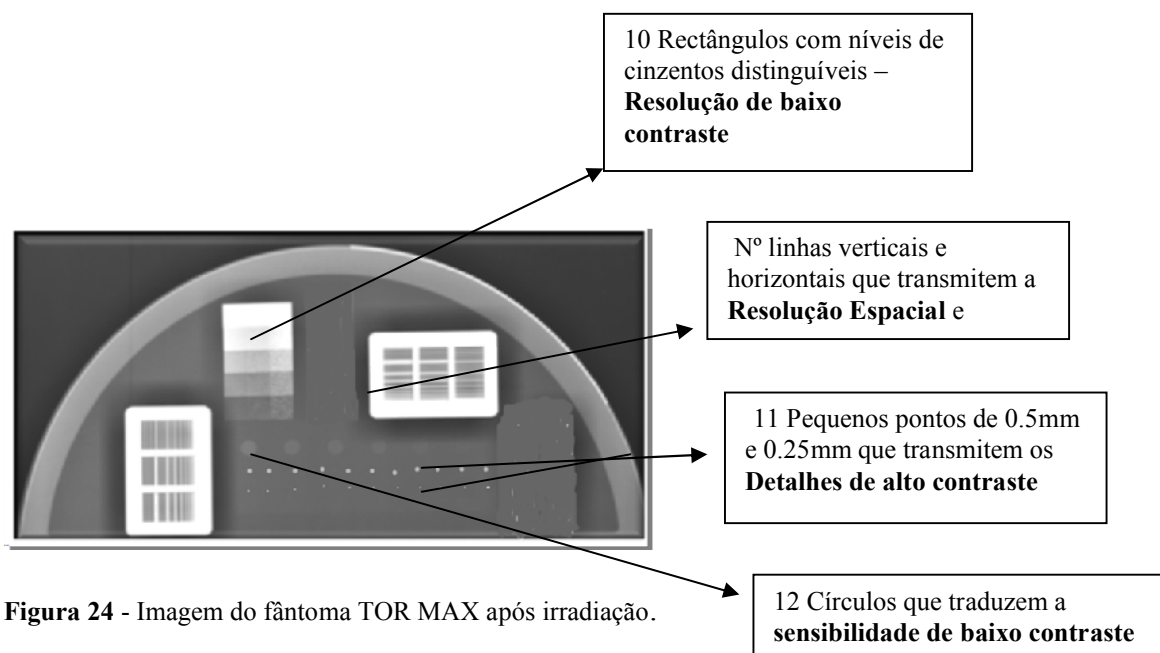


Figura 24 - Imagem do fãntoma TOR MAX após irradiação.

Resolução de alto contraste:

No fãntoma TOR MAX existem duas grelhas de resolução espacial, entre um a vinte pares de linhas por mm em direcções perpendiculares, que fornecem a indicação da definição da imagem relacionando-a com a distribuição da intensidade do ponto focal em ambas as direcções (Tabela Anexo IV).

Resolução de baixo contraste:

Para análise da resolução de baixo contraste o fãntoma contém 10 grupos. Existem 4,5 ciclos em cada grupo. O contraste dos detalhes é de cerca 4% sob as condições calibradas (exposição 28 kVp). Os detalhes concedem a medida da sensibilidade de um sistema em imagem de baixo contraste de estruturas filamentosas dentro da

Sensibilidade de baixo contraste:

12 Detalhes circulares de 5,6 de diâmetro formam uma serie de contrastes diminuídos. Estes medem a sensibilidade de baixo contraste do sistema que é relevante para detectar massas tumorais dentro da mama. Um valor de sensibilidade inferior significa um limiar de sensibilidade de contraste melhor (Tabela em Anexo IV).

Detalhes de alto contraste a 0,5 e 0,25mm:

Dois grupos de 11 detalhes, cada um formando uma série. Os detalhes têm dois tamanhos 0,5 e 0,25mm. Estes demonstram a medida da visibilidade de pequenos detalhes que é relevante para a detecção de calcificações pontuais dentro da mama (Tabela em Anexo IV).

Procedeu-se á leitura das 72 imagens com a presença de três observadores distintos, um do qual alheio ao tipo de imagem.

Das observações resultaram valores numéricos que traduzem os parâmetros de qualidade da imagem (Anexo V) fez-se a homogeneização⁵ desses valores para que fosse possível efectuar uma função de optimização, que se resume a uma simples média ponderada.

Dentro dos parâmetros de admissibilidade verificada resultante dos ensaios, o óptimo obteve-se pela maximização da (função) Ou seja calculou-se o resultado da função óptimo para cada combinação de energia (kV) e carga (mA.s) e considerou-se que a melhor combinação é a que obtem o maior valor.

Complementarmente, os factores de ponderados considerados foram a unidade para a resolução espacial e o dobro para as demais variáveis, resolução de baixo contraste, sensibilidade de baixo contraste e detalhes de alto contraste a 0.25mm e a 0.50mm.

Em suma a função⁶ que descreve os valores óptimos é:

⁵ Constituída pela inversão dos valores observados na Sensibilidade de Baixo Contraste e nos Detalhes de Alto Contraste pela natureza das suas Interpretações, ou seja, estamos perante um comportamento relacional inverso, isto é, quanto menor for o valor das variáveis evocadas tanto melhor será a qualidade da imagem

⁶ As variáveis que integram a função são:

$$\begin{aligned}
 & \text{Max } f_{ij}(x) \text{ com } i=1,\dots,36 \text{ Ensaios e } j=1,2 \text{ Hospitais} \\
 & \text{em que } f_{ij}(x) = \bar{X} \text{ Ponderada do Hospital } j = \frac{\sum pVar_{\text{Qualidade Imagem}}}{\sum \text{Ponderadores}}, \text{ ou seja,} \\
 & f_{ij} = \frac{\sum_j \sum_i [RE_i + 2(RBC + InvSBC + InvDC_{0,25} + InvDC_{0,50})]}{9}
 \end{aligned}$$

Após o exposto, cabe nesta fase revelar os resultados provenientes do processo matemático de optimização que foi aplicado neste trabalho. Os dados obtido⁷s, caracterizados em máximo mediante a função óptima, concretizam um padrão de medidas no âmbito da qualidade de imagem resultante nas mamografias, que traduzem, conjuntamente, um resultado percentual que, em teoria, tem um limite superior de domínio em 100%. O objecto de estudo, assumindo níveis de cruzamento de variáveis em tipo de hospital e tipologia de mama, é traduzido conclusivamente em seis generalizações possíveis. Estas são, em particular, mama pequena, média e grande para os hospitais A e B. Ressalva-se, em paralelo, que os resultados apresentados não foram inferenciados, ou seja, os valores alvo de análise são do foro amostral, o que reflecte a ausência de significância estatística que resulta da não aplicação de quaisquer processos de generalização populacionais.

Em termos de análise propriamente dita, testifica-se que nenhum ensaio superou uma optimização conjunta de 40%, independentemente do tipo de hospital. Tal facto traduz a distinta influência dos aparelhos bem como as suas rotatividades de controlo, o que inviabiliza a extrapolação conjunta dos resultados dos hospitais.

RE = Resolução Espacial

RBC = Resolução Baixo Contraste

InvSBC = Inverso Sensibilidade Baixo Contraste

InvDC_{0,25} = Inverso Detalhes Alto Contraste a 0.25mm

InvDC_{0,50} = Inverso Detalhes Alto Contraste a 0.50

⁷ Todo o tratamento e extracção de *output* estatístico desta investigação foram efectuados no software SPSS versão 15.0.

Os resultados da soma óptima no hospital A e B para as diversas tipologias de mama são descritos pela tabela abaixo representada:

Tabela 5- Dados Conclusivos

HOSPITAL A			
Tipologia	Condições óptimas de irradiação	Valor óptimo	Incertezas
<i>Mama Pequena</i>	27 kV; 14 mAs	36.13%	2.78%
<i>Mama Média</i>	28 kV; 90 mAs	35.67%	3.12%
<i>Mama Grande</i>	28 kV; 320 mAs	35.35%	2.93%
HOSPITAL B			
<i>Mama Pequena:</i>	27 kV; 14 mAs	38.71%	3.28%
<i>Mama Média</i>	28kV; 90 mAs	36.72%	3.07%
<i>Mama Grande</i>	28 kV; 180 mAs	35.18%	2.90%

A tabela mostra os valores obtidos através da expressão da soma óptima em percentagem induzindo as condições óptimas de irradiação da mama.

As incertezas dos resultados do óptimo apresentados na tabela anterior foram obtidas pelo método ISO.GUM: (BIPM; IEC; IFCC; ISSO; IUPA; OIML; - “Guide to the expression of uncertainty in measurement” International Organization for Standardization 1993; ISBN. 92-67-10188-9) a partir da seguinte função:

Sabendo que;

U_{MP} - incerteza da média ponderada

$$U_{MP} = 2 \sqrt{\left(\frac{1}{9} \mu_{RE}\right)^2 + \left(\frac{2}{9} \mu_{RBC}\right)^2 + \left(\frac{2}{9} \mu_{SBC}\right)^2 + \left(\frac{2}{9} \mu_{D.Ac0,25}\right)^2 + \left(\frac{2}{9} \mu_{D.Ac0,5}\right)^2}$$

$$\mu_{R.B.C.} = \sqrt{\frac{1}{3}} \left[\frac{(R.B.C. + 1) - (R.B.C. - 1)}{2} \right] \quad \mu_{R.E.} = \sqrt{\frac{1}{3}} \left[\frac{(R.E. + 1) - (R.E. - 1)}{2} \right]$$

$$\mu_{S.B.C.} = \sqrt{\frac{1}{3}} \left[\frac{(inv_{S.B.C.} + 1) - (inv_{S.B.C.} - 1)}{2} \right]$$

$$\mu_{D.A.C. 0,25 e 0,50} = \sqrt{\frac{1}{3}} \left[\frac{(inv_{D.A.C.} + 1) - (inv_{D.A.C.} - 1)}{2} \right] ,$$

(+1 ou -1), significa o valor acima ou o valor abaixo do óptimo, da resolução espacial, resolução de baixo contraste, sensibilidade de baixo contraste, detalhes de alto contraste a 0.5mm e 0.25mm, de acordo com os valores da tabela de informação do fãntoma utilizados.

Encontrados os valores óptimos de irradiação para a tipologia de mama, relacionamos as doses à superfície de entrada da pele para cada um dos distintos hospitais, procurando uma mais-valia para o estudo em questão.

Sendo utilizada sempre a mesma combinação ânodo/filtro nos exames de mamografia e para o mesmo equipamento é possível realizar uma estimativa comparativa da comparação do valor de dose à superfície de entrada para os vários tipos de exame a partir da seguinte expressão:

$$\frac{\frac{kV^3 \cdot mAs}{d^2}}{\frac{kV_{ref}^3 \cdot mAs_{ref}}{d_{ref}^2}}$$

Sendo kV o valor de tensão eléctrica da ampola, mAs a carga eléctrica da exposição, e d a distância entre a superfície de entrada da mama e o foco da ampola.

A espessura da mama pequena é de 20 mm, da mama média de 40 mm e da mama grande de 60 mm. A distância foco – filme é de 66 cm, a que se subtrai a espessura do chassis de 2 cm mais 1 cm para o bucky.

Os valores obtidos encontram-se resumidos na tabela seguinte, onde se considerou os valores de referência como os relativos à mama pequena em cada um dos hospitais considerados.

Tabela 6– Comparação de Doses

HOSPITAL A				
	kV	mAs	d	Dose Relativa
<i>Mama pequena</i>	27	14	61	1
<i>Mama média</i>	28	90	59	7.7
<i>Mama Grande</i>	28	320	57	29
HOSPITAL B				
<i>Mama pequena</i>	27	14	61	1
<i>Mama média</i>	28	90	59	6.1
<i>Mama Grande</i>	28	180	57	16

A tabela descreve a comparação das doses relativas no hospital A e no Hospital B

CAPÍTULO 4 CONCLUSÃO

A principal conclusão dos resultados é que existiu para duas tipologias de mama uma inesperada homogeneidade nos valores das variáveis que compõem a nossa definição de qualidade de imagem – kV e mAs. Não obstante a semelhança óbvia em termos dos valores já referidos existem algumas diferenças no âmbito das funções óptimas auferindo com incertezas dos 2,78% e 3,28%. Particulariza-se um comportamento interessante que se traduz no facto amostral de que quanto mais próximas estão as condições de irradiação mais dispar se revela a função óptima. No único caso em que se evidencia maior diferença das variáveis, mais particularmente os mAs, é quando a função otimizada em máximo se torna próxima. Concretizando o exposto em termos numéricos e resumido os resultados corroborou-se, amostralmente, que apesar da inexistência de grandes diferenças inter-hospitalares, tendo mantido a mama pequena os mesmos dados de kV e mAs, a média apresenta uma ténue variação em termos de kV (28 Hospital A e 27 Hospital B) e a maior diferença situa-se na mama grande em que, apesar do mesmo valor de kV, é revelado um diferencial de quase o dobro em termos de mAs – 320 Hospital A e 180 Hospital B.

A discrepância dos valores entre as duas instituições para o mesmo tipo de mama pensa-se que se deve à não realização de controlo de qualidade dos equipamentos, assim como, à inadequada utilização dos parâmetros dos mamógrafos para a tipologia de mama e possível incorrecção de posicionamento.

Os resultados de mAs obtidos para mama grande são incongruentes, quando estamos cientes dos malefícios que a radiação pode causar. Tal disparidade pode ocorrer devido aos fenómenos descritos no parágrafo anterior.

O estudo da optimização dos parâmetros de irradiação por tipologia de mama torna-se relevante quando estamos perante um sistema em que, o controlo do equipamento de mamografia, a boa prática do posicionamento e revelação, é inexistente, sendo por muitas vezes compensada com os parâmetros de irradiação para obter uma “melhor” imagem.

A investigação poderá seguir uma linha futura, estudando os mesmos parâmetros, num maior número de centros imagiológicos, com indicação dos factores de controlo de qualidade dos equipamentos e até realiza-lo em diferentes zonas do país.

A função da soma óptima utilizada no estudo poderá ser um alvo de um aprofundamento posterior para investigação

Referências Bibliográficas

- Alves, F. (1998), *Estudo das propriedades sensitométricas dos filmes radiológicos submetidos a diferentes condições de processamento*, Radiologia Brasileira.
- Bontrager, Kenneth L. (1997), *Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica*, 4.^a edição, Rio de Janeiro, Guarabara Koogar.
- Bushong, S. C. (1997), *Radiologic Science. For Technologists*, The C. V. Mosby Company.
- Claudio Kemp, Fausto Farah Baracat; Roman Rostagno (1983), *Lesões não palpáveis da Mama*, Revinder Editora, Rio de Janeiro, Brasil.
- Cunha, C. (1990), *Atlas de Imagiologia da Mama*, Lisboa, Centro de Senologia Dr. Ernesto Passos.
- Daniel B. Kopans (2000), *Imagem da Mama*, 2.^a edição, Brasil, Universidade do Rio de Janeiro.
- Faulkner, K. Law (1994), *A Comparison of Mammographic Phantoms*, British Journal of Radiology, England.
- Ferreira, D. F. P.; Medeiros, R. B.; Marães, R. (2002), *Comparação de protocolos para controlo de qualidade de imagem Mamográfica*, Brasil, Universidade Federal de São Paulo.
- Ferreira, M.; Navarro, M.; Batista, W. (2003), *Controlo de qualidade de equipamentos de raio X segundo a portaria – 453, análise de resultados*, Brasil, Sociedade Brasileira de Metrologia.
- Hendrick, E. R.; Botsco, M.; Plott, M. C. *Quality (2000) control in mammographic Radiologic clinics of North America, Brasil.*
- Jerrald T. Brushberg; J. Anthony Seibert; Edwin M. Leidholdt Jr.; John M Boone (1994), *The Essential Physics of Medical Imaging*, Editor Medical William M. Passano, Estados Unidos.
- Kinoshita, S. K.; Marques, P. M.; Frere, A. F. (2000), *Utilização da análise de componentes principais para a classificação de nódulos em mamogramas digitalizados*, Brasil, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.

Lima, J. P. (1995), *Física dos Métodos de Imagem com Raios X*, Coimbra, Edição Asa.

Lima, J. P. (2005), *Técnicas de Diagnóstico com raios X. Aspectos Físicos e Biofísicos*, Coimbra, Imprensa de Coimbra.

Lopes, J. M. (1998), *Técnica Radiológica em Mamografia*, edição original, Madrid W:b Saunders Company Ltd.

Marie, F. F. (1990), *O Processo de Investigação da Concepção à Realização*, Loures, Lusociencia.

NCRP Report 99 (1998), *Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment*, Beteshd: National Council on Radiation Protection and Measurements.

Organização Internacional de Energia Atómica (Outubro 2006), *Control de Calidad en Mamografia*; Protocolo elaborado en el marco de dos proyectos regionales ARCAL/OIEA. Viena, Áustria.

Paula Vicente; Elizabeth Reis; Fátima Ferrão (2005), *A amostragem como factor decisivo na qualidade*, edição Silabo, 2.^a edição, Lisboa.

Putz, R.; Pabst, R. (1995), *Sobotta, Atlas de Anatomia Humana*, 20.^a edição, Brasil.

Rosa, R. O.; Barroso, R. C. R.; Braz, D. (2006), *Análise de parâmetros físicos de qualidade de imagem em mamografia convencional usando o método de Monte Carlo*, Brasil.

William R. Hendee; E. Russel Ritenour (1992), *Medical Imaging Physics*, 3.^a edição mosby Year Book, St. Louis.

Documentos electrónicos:

<http://Telecentro.org/biblioteca/noticias>, acedido em Janeiro 2006

<http://cfhr.epm.br/download/periódicas/2004.1pdt>, acedido em Fevereiro 2006

<http://dgsaude.min-saude.pt>, acedido em Janeiro 2006

<http://Cfhr.epm.br/publicações.Php>, acedido em Fevereiro 2006

<http://Leedsotestobjects.com>, acedido em Agosto 2006

ANEXOS

ANEXO I

DADOS INICIAIS DE MULHERES SUJEITAS AO EXAME DE MAMOGRAFIA EM DOIS HOSPITAIS DISTINTOS

Hospital	Utentes	Idade	Espessura da mama após compressão	Força aplicada	mAs	kV
h privado	1	58	52	15	84	27
h privado	2	56	42	15	74	27
h privado	3	41	39	15	58	27
h privado	4	33	43	14	86	27
h privado	5	56	37	14	44	27
h privado	6	44	40	15	70	27
h privado	7	59	59	15	119	27
h privado	8	46	31	12	30	27
h privado	9	54	49	15	68	27
h privado	10	41	8	15	13	26
h privado	11	64	52	14	91	27
h privado	12	54	47	15	86	27
h privado	13	47	47	10	131	27
h privado	14	48	49	15	78	27
h privado	15	54	47	14	78	27
h privado	16	50	26	15	45	26
h privado	17	45	30	15	72	26
h privado	18	55	63	15	78	30
h privado	19	58	43	15	54	27
h privado	20	33	48	14	117	27
h privado	21	66	50	15	94	27
h privado	22	54	48	15	86	27
h privado	23	54	43	15	68	27
h privado	24	59	45	14	56	27
h privado	25	45	38	12	103	27
h privado	26	42	73	10	122	30
h privado	27	55	65	15	82	30
h privado	28	47	45	13	97	27
h privado	29	42	41	12	59	27
h privado	30	49	49	5	72	27
h privado	31	43	49	12	97	27
h privado	32	56	47	15	56	27
h privado	33	49	64	14	87	30
h privado	34	62	45	13	61	27
h privado	35	35	30	12	41	26
h privado	36	41	39	14	51	27
h privado	37	43	45	14	150	27
h privado	38	42	46	15	70	27
h privado	39	35	55	15	128	27
h privado	40	51	37	15	89	27
h privado	41	74	49	14	74	27
h privado	42	44	50	15	79	27
h privado	43	41	35	15	44	27
h privado	44	45	36	15	56	27
h privado	45	42	25	15	46	26
h privado	46	55	31	15	29	27
h privado	47	39	35	15	34	27
h privado	48	41	35	15	56	27
h privado	49	44	54	11	98	27
h privado	50	53	56	15	97	27
h privado	51	45	52	15	136	27
h privado	52	51	30	15	35	27
h privado	53	58	46	15	129	27
h privado	54	40	57	15	166	27
h privado	55	40	57	15	104	27
h privado	56	70	40	14	23	27
h privado	57	67	45	15	89	27
h privado	58	43	39	15	46	27
h privado	59	30	30	14	57	26
h privado	60	84	46	15	46	27
h privado	61	59	54	15	81	27
publico	62	42	56	15	139	26
publico	63	44	54	15	168	27
publico	64	60	46	15	82	28
publico	65	52	60	15	136	26
publico	66	36	25	15	36	28
publico	67	79	66	16	211	26
publico	68	48	55	16	162	28
publico	69	56	70	15	171	27
publico	70	38	40	15	64	28
publico	71	51	39	15	92	27
publico	72	48	45	15	148	28
publico	73	68	55	15	167	28
publico	74	66	52	15	153	28
publico	75	46	40	15	115	29
publico	76	49	54	15	162	27
publico	77	61	31	15	55	26
publico	78	35	19	15	57	29
publico	79	69	76	15	215	28
publico	80	46	37	16	117	28
publico	81	60	66	16	267	27
publico	82	59	33	10	84	28

publico	84	53	50	10	110	27
publico	85	66	49	16	128	26
publico	86	49	41	15	169	28
publico	87	69	61	15	176	29
publico	88	42	59	15	153	27
publico	89	43	56	15	114	28
publico	90	51	59	15	173	27
publico	91	47	38	15	87	26
publico	92	42	62	16	222	28
publico	93	49	59	15	150	26
publico	94	48	50	16	212	27
publico	95	53	31	15	65	26
publico	96	43	44	15	162	26
publico	97	42	23	15	48	29
publico	98	36	57	15	129	28
publico	99	42	48	15	111	26
publico	100	50	43	15	90	28
publico	101	71	51	16	160	27
publico	102	59	34	15	64	28
publico	103	46	51	15	166	27
publico	104	30	33	15	105	28
publico	105	55	52	15	159	26
publico	106	66	46	16	190	26
publico	107	70	41	8	161	29
publico	108	48	43	15	79	27
publico	109	37	35	15	143	26
publico	110	58	52	15	228	27
publico	111	83	28	15	57	25
publico	112	46	43	11	222	28
publico	113	68	44	15	106	26
publico	114	74	36	7	88	28
publico	115	48	36	12	89	26
publico	116	72	42	15	126	26
publico	117	70	51	16	200	26
publico	118	74	40	15	165	28
publico	119	52	33	11	70	28
publico	120	65	44	16	89	28
publico	121	88	36	15	73	28
publico	122	42	63	11	127	28
publico	123	48	62	6	159	29
publico	124	46	48	16	167	28
publico	125	52	42	15	102	26
publico	126	43	48	15	165	29
publico	127	54	76	15	220	28
publico	128	47	47	15	114	28
publico	129	69	41	16	116	28
publico	130	51	59	15	206	28
publico	131	51	49	16	141	26
publico	132	50	40	15	151	26
publico	133	54	21	15	54	27
publico	134	52	41	14	106	26
publico	135	59	49	13	177	26
publico	136	59	43	14	128	27
publico	137	55	32	15	86	27
publico	138	55	31	15	83	28
publico	139	55	35	15	97	28
publico	140	55	36	15	98	26
publico	141	61	26	16	88	28
publico	142	50	40	15	107	28
publico	143	46	47	16	129	28
publico	144	55	54	11	174	26
publico	145	42	44	15	104	28
publico	146	59	35	15	144	27
publico	147	65	52	15	145	25
publico	148	82	31	16	90	30
publico	149	60	78	15	325	27
publico	150	53	47	16	148	28
publico	151	43	49	15	136	29
publico	152	46	56	16	167	28
publico	153	63	58	15	212	28
publico	154	52	51	15	141	28
publico	155	68	57	15	218	28

ANEXO III

Cada grupo conte 4/2 de ciclos de onda larga com frequências espaciais (linhas pares por mm) como mostra a tabela:

Tabela 1 - Resolução espacial

1.0	1.4	2.0	2.8	4.0	5.6	8.0	11.1	-
1.12	1.6	2.24	3.15	4.5	6.3	8.9	12.5	16.6
1.25	1.8	2.50	3.55	5.0	7.1	10	14.3	20

(Leeds Test Objects Limited)

10 Grupos de detalhes lineares, tendo frequências espaciais (linhas pares por mm), como mostra a tabela:

Tabela 2 - Resolução de Baixo Contraste

1.8	2.0	2.2	2.5	2.8	3.2	3.6	4.0	4.5	5.0
-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----

(Leeds Test Objects Limited)

ANEXO IV

Os contrastes do raioX nominal (%) desses detalhes, abaixo das condições calibradas a 28 KVp são mostrados na tabela que se segue:

Tabela 3 - Sensibilidade de baixo contraste

1	8.3%	7	1.0%
2	5.6%	8	0.7%
3	3.9%	9	0.5%
4	2.8%	10	0.35%
5	2.0%	11	0.25%
6	1.4%	12	0.15%

(Leeds Test Objects Limited)

Os contrastes do raioX nominal (%) para condições calibradas do raio 28 KVp, são como mostram a tabela:

Tabela 4- Detalhes de alto contraste

1	41%	7	5.6%
2	30%	8	3.9%
3	21%	9	2.8%
4	16%	10	2.0%
5	11%	11	1.4%
6	8.3%		

(Leeds Test Objects Limited)

ANEXO V

TABELAS QUE TRANSCREVEM OS VALORES DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM OBSERVADOS NAS RADIOGRAFIAS RESULTANTES DOS ENSAIOS.

HOSPITAL A / MAMA PEQUENA

	26KV			
P.Q.IMAGEM	14mAS	40mAs	70mAs	100 mAs
R.E.	8,0	6,3	5,6	4,5
R.B.C.	4,5	5,0	5,0	5,0
S.B.C. %	1,4	#	#	#
D.A.C. (0.5mm) %	3,9	#	#	#
D.A.C. (0.25mm) %	8,3	#	#	#

	27KV			
P.Q.IMAGEM	14mAS	40mAs	70mAs	100 mAs
R.E.	8,0	6,3	5,0	3,6
R.B.C.	5,0	5,0	5,0	5,0
S.B.C. %	1,0	#	#	#
D.A.C. (0.5mm) %	3,9	#	#	#
D.A.C. (0.25mm) %	8,3	#	#	#

	28KV			
P.Q.IMAGEM	14mAS	40mAs	70mAs	100 mAs
R.E.	7,1	6,3	4,5	3,6
R.B.C.	4,5	5,0	5,0	5,0
S.B.C. %	1,4	#	#	#
D.A.C. (0.5mm) %	3,9	#	#	#
D.A.C. (0.25mm) %	11,0	#	#	#

R.E.- resolução espacial

R.B.C.- resolução de baixo contraste

S.B.C.- sensibilidade de baixo contraste

D.A.C.- detalhes de alto contraste a 0.5mm ou a 0.25mm

TABELAS QUE TRANSCREVEM OS VALORES DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM OBSERVADOS NAS RADIOGRAFIAS RESULTANTES DOS ENSAIOS.

HOSPITAL A / MAMA MÉDIA

	26KV			
P.Q.IMAGEM	28mAs	90mAs	160mAs	220mAs
R.E.	4,5	8,9	8,9	8,9
R.B.C.	3,2	4,5	4,5	3,2
S.B.C. %	2,8	1,4	1,4	2,8
D.A.C. (0.5mm) %	16,0	2,8	5,6	16,0
D.A.C. (0.25mm) %	#	11,0	16,0	#

	27KV			
P.Q.IMAGEM	28mAs	90mAs	160mAs	220mAs
R.E.	5,6	8,0	7,1	7,1
R.B.C.	2,8	5,0	2,0	2,8
S.B.C. %	2,8	1,4	2,8	8,6
D.A.C. (0.5mm) %	2,3	3,9	8,3	#
D.A.C. (0.25mm) %	21,0	11,0	21,0	#

	28KV			
P.Q.IMAGEM	28mAs	90mAs	160mAs	220mAs
R.E.	6,3	8,0	7,1	6,3
R.B.C.	2,5	5,0	2,8	5,0
S.B.C. %	2,0	1,4	3,9	#
D.A.C. (0.5mm) %	8,3	2,8	#	#
D.A.C. (0.25mm) %	16,0	11,0	#	#

R.E.- resolução espacial

R.B.C.- resolução de baixo contraste

S.B.C.- sensibilidade de baixo contraste

D.A.C.- detalhes de alto contraste a 0.5mm ou a 0.25mm

TABELAS QUE TRANSCREVEM OS VALORES DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM OBSERVADOS NAS RADIOGRAFIAS RESULTANTES DOS ENSAIOS.

HOSPITAL A / MAMA GRANDE

	26KV			
P.Q.IMAGEM	80mAs	180mAs	250mAs	320mAs
R.E.	3,6	6,3	8,0	7,1
R.B.C.	5,0	2,8	4,5	5,0
S.B.C. %	#	2,8	2,0	1,4
D.A.C. (0.5mm) %	#	5,6	8,3	3,9
D.A.C. (0.25mm) %	#	16,0	11,0	11,0

	27KV			
P.Q.IMAGEM	80mAs	180mAs	250mAs	320mAs
R.E.	4,0	7,1	7,1	8,0
R.B.C.	5,0	3,6	4,5	4,5
S.B.C. %	#	1,4	1,4	1,4
D.A.C. (0.5mm) %	#	3,9	8,3	8,3
D.A.C. (0.25mm) %	#	11,0	11,0	16,0

	28KV			
P.Q.IMAGEM	80mAs	180mAs	250mAs	320mAs
R.E.	5,6	7,1	7,1	7,1
R.B.C.	2,8	4,5	4,5	5,0
S.B.C. %	2,8	1,4	1,4	1,4
D.A.C. (0.5mm) %	16,0	5,6	5,6	2,8
D.A.C. (0.25mm) %	41,0	11,0	11,0	5,6

R.E.- resolução espacial

R.B.C.- resolução de baixo contraste

S.B.C.- sensibilidade de baixo contraste

D.A.C.- detalhes de alto contraste a 0.5mm ou a 0.25mm

ANEXO VI

TABELAS QUE TRANSCREVEM OS VALORES DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM OBSERVADOS NAS RADIOGRAFIAS RESULTANTES DOS ENSAIOS.

HOSPITAL B / MAMA PEQUENA

P.Q.IMAGEM	26KV			
	14mAS	40mAs	70mAs	100 mAs
R.E.	7,1	7,1	5,0	3,6
R.B.C.	4,5	5,0	5,0	5,0
S.B.C. %	0,7	#	#	#
D.A.C. (0.5mm) %	2,8	#	#	#
D.A.C. (0.25mm) %	8,3	#	#	#

P.Q.IMAGEM	27KV			
	14mAS	40mAs	70mAs	100 mAs
R.E.	10,0	5,6	3,6	3,2
R.B.C.	5,0	5,0	5,0	5,0
S.B.C. %	1,0	#	#	#
D.A.C. (0.5mm) %	2,0	#	#	#
D.A.C. (0.25mm) %	8,3	#	#	#

P.Q.IMAGEM	28KV			
	14mAS	40mAs	70mAs	100 mAs
R.E.	8,9	5,6	3,2	2,8
R.B.C.	5,0	5,0	5,0	5,0
S.B.C. %	0,7	#	#	#
D.A.C. (0.5mm) %	2,8	#	#	#
D.A.C. (0.25mm) %	8,3	#	#	#

R.B.C.- resolução de baixo contraste

S.B.C.- sensibilidade de baixo contraste

D.A.C.- detalhes de alto contraste a 0.5mm ou a 0.25mm

TABELAS QUE TRANSCREVEM OS VALORES DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM OBSERVADOS NAS RADIOGRAFIAS RESULTANTES DOS ENSAIOS.

HOSPITAL B / MAMA MÉDIA

	26KV			
P.Q.IMAGEM	22mAs	90mAs	160mAs	220mAs
R.E.	4,5	10,0	8,9	7,1
R.B.C.	2,8	5,0	2,8	5,0
S.B.C. %	2,8	0,7	2,8	#
D.A.C. (0.5mm) %	11,0	3,9	16,0	#
D.A.C. (0.25mm) %	30,0	8,3	#	#

	27KV			
P.Q.IMAGEM	22mAs	90mAs	160mAs	220mAs
R.E.	5,0	8,9	7,1	7,1
R.B.C.	2,8	5,0	5,0	5,0
S.B.C. %	2,0	1,4	#	#
D.A.C. (0.5mm) %	8,3	5,6	#	#
D.A.C. (0.25mm) %	21,0	16,0	#	#

	28KV			
P.Q.IMAGEM	22mAs	90mAs	160mAs	220mAs
R.E.	6,3	8,0	5,0	3,6
R.B.C.	2,5	4,0	4,0	5,0
S.B.C. %	1,4	2,8	2,8	#
D.A.C. (0.5mm) %	5,6	11,0	11,0	#
D.A.C. (0.25mm) %	11,0	#	#	#

R.B.C.- resolução de baixo contraste

S.B.C.- sensibilidade de baixo contraste

D.A.C.- detalhes de alto contraste a 0.5mm ou a 0.25mm

TABELAS QUE TRANSCREVEM OS VALORES DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM OBSERVADOS NAS RADIOGRAFIAS RESULTANTES DOS ENSAIOS.

HOSPITAL B / MAMA GRANDE

	26KV			
P.Q.IMAGEM	80mAs	180mAs	250mAs	320mAs
R.E.	3,6	5,6	7,1	7,1
R.B.C.	5,0	2,0	4,5	4,5
S.B.C. %	5,6	2,0	1,0	1,4
D.A.C. (0.5mm) %	#	5,6	3,9	2,0
D.A.C. (0.25mm) %	#	11,0	8,3	5,6

	27KV			
P.Q.IMAGEM	80mAs	180mAs	250mAs	320mAs
R.E.	5,0	7,1	7,1	7,1
R.B.C.	5,0	4,5	4,5	5,0
S.B.C. %	3,9	1,0	1,0	1,0
D.A.C. (0.5mm) %	16,0	5,6	4,0	3,9
D.A.C. (0.25mm) %	30,0	11,0	11,0	8,3

	28KV			
P.Q.IMAGEM	80mAs	180mAs	250mAs	320mAs
R.E.	4,0	8,0	7,1	8,9
R.B.C.	2,8	5,0	5,0	5,0
S.B.C. %	2,0	1,4	1,0	1,4
D.A.C. (0.5mm) %	30,0	2,8	5,6	3,9
D.A.C. (0.25mm) %	8,3	8,3	5,6	21,0

R.B.C.- resolução de baixo contraste

S.B.C.- sensibilidade de baixo contraste

D.A.C.- detalhes de alto contraste a 0.5mm ou a 0.25mm

ANEXO VII



Universidade do Algarve
Faculdade de Ciências e Tecnologia
Mestrado em Imagiologia Médica

Exmo. Sra.

Coordenadora do serviço de Imagiologia do

Técnica _____

A investigação é um dos factores mais importantes no avanço da profissão, principalmente quando se trata de uma profissão na área da saúde - melhoria, prevenção e progresso.

Neste sentido e no âmbito da realização de uma **TESE DE DISSERTAÇÃO**, a aluna Filipa Ramos pretende realizar um estudo sobre:

“Condições óptimas para irradiação da mama na mulher Portuguesa”

Para que este objectivo se possa cumprir, solicito a V/Ex.^a que autorize a colheita dos dados necessários ao processo da pesquisa.

Adjacente à sua autorização estará a obrigação de confidencialidade dos dados, imposta por qualquer declaração ética, resumindo-se o seu manuseamento ao tratamento estatístico, interpretação e análise de dados.

Aproveito para informar, que caso V. Ex.^a autorize o referido estudo, o mesmo decorrerá até se obter sensivelmente 150 amostras e não implicará qualquer tipo de encargos financeiros nem perturbará o normal funcionamento do serviço.

Certo da V/melhor atenção para este assunto:

09.05.2005

(Dr.^a Filipa Ramos)