



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



ISEL



ESCOLA
SUPERIOR
DE TECNOLOGIA
DA SAÚDE
DE LISBOA

Instituto Politécnico de Lisboa

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa



Projecto de Elaboração de um Software Nacional para os níveis de referência de diagnóstico em Mamografias

Lizete da Conceição Saraiva Campos

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador

Nuno José Coelho Gomes Teixeira (ESTeSL)

Júris

Presidente - Lina Vieira

Vogal – Nuno Teixeira

Vogal - Paula Madeira Ribeiro

Dezembro 2017

Lizete da Conceição Saraiva Campos, Mestrado em Engenharia Biomédica. Todos os direitos reservados. O Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, tem o direito de publicar e arquivar esta dissertação para obtenção de Grau de Mestre, e divulgar através de repositórios científicos, com objetivos educacionais.

Agradecimentos

Agradeço ao meu orientador Professor Doutor Nuno Teixeira pela sua orientação, dedicação e disponibilidade demonstrada, para o desenvolvimento da minha tese.

A professora Cecília Calado e professor Manuel Matos, por estar sempre disponível para qualquer esclarecimento.

Os meus sinceros agradecimentos a minha família pela compensação, e incentivo durante estes anos.

A mim pela coragem, força e dedicação para frequentar o mestrado.

A todos colegas e professores deste Mestrado meu muito obrigado.

Resumo

O cancro da mama é primeira causa de mortalidade oncológica nas mulheres em Portugal. Também poderá ocorrer um em cada 100 casos no homem. Desenvolve – se no tecido mamário, nas células do revestimento dos canais mamários e dos lóbulos onde é produzido o leite. Os factores de riscos para o desenvolvimento desta patologia são: sexo feminino, a idade, o consumo excessivo do álcool, a obesidade, a terapia de substituição hormonal durante a menopausa, idade precoce da primeira menstruação, obesidade, ter filhos em idade tardia ou não ter filhos. A taxa de sobrevivência é elevada em países desenvolvidos, e o prognóstico da doença varia em função do tipo de cancro, a extensão da doença e da idade do doente.

A mamografia é um método eficaz no diagnóstico precoce do cancro da mama. É um exame com alto padrão de qualidade e pode visualizar 85% a 90% dos tumores com mais de dois anos de antecedência do comprometimento dos gânglios. A mamografia de diagnóstico usa raio – x, para produção de várias imagens que permitem detetar e observar tumores e outras irregularidades na mama que não detetáveis por palpação.

Os “Níveis de Referência em Diagnóstico” (NDR) são uma obrigação legal europeia, imposta a todos os países. Em Portugal, caberá eventualmente á Direção Geral da Saúde a sua coordenação. No entanto, a sociedade civil poderá colaborar no que for possível.

A diretiva 97/43 Euratom do Conselho requer que todos intervenientes reduzam a exposição desnecessária de radiações aos doentes. Os objetivos da proteção contra as radiações são uma prevenção dos seus efeitos somáticos ou a exteriorização genética das pessoas, onde as exposições crónicas adquirem importância fundamental.

Os NDR contribuem para otimização e proteção dos riscos inerentes à saúde ao ajudar e evitar as doses desnecessárias nos pacientes expostos às radiações para efetuarem os exames de mamografias, para deteção do cancro da mama.

Este trabalho tem como objectivo a elaboração de um projecto tendente á construção de uma base de dados onde sejam carregados os dados conducentes á produção dos níveis de referência em diagnóstico (NDR), em mamografias.

A base de dados será um repositório de informação relacionada com os valores das grandezas físicas definidas para contribuição da otimização das radiações. No caso de Portugal serão definidos os valores da Kerma da Superfície do ar (ESAK) e da Dose média glandular (AGD), obtidos a partir do percentil 75 mGy, para os sistemas de Radiologia Computorizada (CR) e sistemas de Radiologia Digital Direta, (DDR), para as espessuras de PMMA (40, 45, 50 mm), e os respetivos valores definidos para cada espessura de PMMA.

A construção da base dada, será o armazenamento da informação referente aos níveis de referência de diagnóstico em mamografia de uma forma organizada e estruturada de modo a facilitar a organização, manutenção e pesquisa de dados. Uma base de dados consiste numa coleção de dados, tabelas, formulários, consultas, e relatórios, usados para gerir e apresentar os dados, o processo de criação de uma base de dados envolve algumas etapas que são importantes: planeamento da informação a gerir, levantamento das necessidades, recolha de dados, elaboração de um documento com os objetivos que o projecto visa alcançar, e o desenho conceptual, que passará pela elaboração dos fluxogramas relacionados com a informação detalhada a ser usada.

Em seguida depois da interpretação do problema, os dados serão convertidos para sistema de software. As unidades de programação são implementadas para o sistema de ambiente de teste, onde toda aplicação, e a base de dados são testadas.

No fim passará para a fase da implementação, instalação, e colocação da nova aplicação e base de dados. Depois do software implementado, e a base dados estruturada, são elaboradas as tabelas que contêm os dados com toda a informação, e inserção de novos dados nas tabelas ou em formulários, que servirão de consulta, e para impressão detalhada da informação de acordo com as necessidades do utilizador. Para se manter a base de dados em pleno funcionamento, terá que ser feita a manutenção da aplicação a fim de corrigir algumas anomalias que poderão surgir.

Palavras-chave: Cancro da mama; Mamografia; Níveis de Referência de Diagnóstico; Ferramentas de Software.

Abstract

Breast cancer is the leading cancer mortality of women in Portugal. It can also occur in the male population 1 in 100 cases. It is developed in the breast tissue, the lining cells of the breast canals and the lobules where the milk is produced. The risk factors for the development of this pathology are: gender female, age, excessive alcohol consumption, obesity, hormone replacement therapy during menopause, early age at first menstruation, late maternity or not having children in. The survival rate is high in developed countries, and the prognosis of the disease varies depending on the type of cancer, the extent of the disease and age of the patient.

Mammography is an effective method of breast cancer early diagnostic. It is a high standard quality examination that can detect 85% to 90% of the tumors, anticipating the diagnosis in more than two years before ganglions were been compromised. Diagnostic mammography uses x-rays to produce multiple images allowing the detection and observation of breast tumors and other irregularities not detectable by palpation.

Council Directive 97/43 Euratom requires that all actors reduce the unnecessary exposure of radiation of the patients. The objectives of protection against radiation are a prevention of their somatic effects or people genetic exteriorization, where chronic exposures acquire fundamental importance.

NDRs contribute to the optimization and protection of health risks by assisting and avoiding unnecessary doses in radiation-exposed levels of the patients going through mammography screening for breast cancer detection.

This work has as objective the elaboration of a project for the construction of a database, to store all data leading the production of diagnostic reference levels (NDR), in the mammography's.

The database will be a repository of information related to the physical quantities values, defined to the contribution of the radiations optimization. In the case of Portugal, will be defined the Kerma values for the air surface (ESAK) and the average Glandular Dose (AGD) obtained from the 75 mGy percentile, for the Computerized Radiology systems (CR) and Direct Digital Radiology (DDR) systems, for the PMMA thicknesses (40, 45, 50 mm), and the respective values defined for each PMMA thickness.

The purpose of database construction will be the storage of the information related to diagnostic reference levels in mammography in an organized and structured way to facilitate the organization, maintenance and research of the data.

Because a database is a collection of data, tables, forms, queries, and reports used to manage and present data, the process database creation involves some important steps: planning of the information to be managed, assessment of the needs, data collecting, framework document with the project objectives, achievement targets, and the conceptual design. This will require the elaboration of the workflow and flowcharts related to the detailed information to be used. After the interpretation of the problem, the data will be translated into software systems; the process of database construction begins. Programming units will be implemented for the test phase environment system, where every application and database will be verified.

At stage that software move to the implementation phase, there will be take place installation, placement of the new applications and database. After software been implemented, and the database been structured, the tables containing the data with all the information will be elaborated, insertion of new data in the tables or forms will be done, and this will be used for search and display of detailed information according the user needs. To maintain the application to correct few anomalies that may occur during the implementation phase.

Keywords: Breast Cancer; Mammography; Diagnostic Reference Levels; Software Tools.

Índice.

| | |
|--|-----------|
| Agradecimentos | ii |
| Resumo..... | iii |
| Abstract..... | iv |
| Índice..... | v |
| Índice de Figuras..... | viii |
| Índice de Tabelas..... | x |
| Lista de siglas e abreviaturas..... | xi |
| Capítulo 1: Introdução..... | 1 |
| 1. Introdução..... | 1 |
| 1.1- Objectivos do Trabalho | 5 |
| 1.2- Estrutura do Trabalho..... | 5 |
| Capítulo 2: Cancro da Mama..... | 6 |
| 2. - Definição e Anatomia da Mama..... | 6 |
| 2.1- Cancro da Mama..... | 6 |
| 2.2- Índice da Taxa Mortalidade do Cancro da Mama..... | 7 |
| Capítulo 3: Mamografia..... | 11 |
| 3- História da Mamografia..... | 11 |
| 3.1 – Mamografia..... | 13 |
| 3.2 – Aspetos Físicos e Técnicos da Mamografia | 13 |
| 3.3 – Descoberta do RX | 14 |
| Capítulo 4: Radiação..... | 16 |
| 4 – Radiação..... | 16 |
| 4.1- Unidades de Radiação..... | 17 |
| 4.2- Radiação Ionizante e Não Ionizante | 17 |
| 4.3- Efeitos da radiação..... | 18 |
| Capítulo 5: Equipamentos de Mamografia..... | 19 |
| 5 – Equipamentos de mamografia e acessórios..... | 19 |
| 5.1 - Tubo de raio x | 19 |
| 5.2- Gerador de raio x | 21 |
| 5.3- Computed Radiology (CR) | 21 |

| | |
|--|----|
| 5.4 – Digital Radiology (DR)..... | 21 |
| 5.5 – Classificação dos sistemas digitais, quanto ao mecanismo de deteção | 22 |
| 5.6 - Tipos de Equipamentos de mamografias..... | 23 |
| 6- Interação com a Matéria..... | 24 |
| Capítulo 6 – Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD’S) | |
| 6 - Níveis de referência de diagnóstico (NRD’S)..... | 27 |
| 6.1 - Grandezas Dosimétricas..... | 28 |
| 6.2- Kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) | 28 |
| 6.3 – Dose Glandular Média (AGD) | 29 |
| 6.4 - Dose na superfície de entrada (ESA) | 31 |
| Capítulo 7: Qualidade de Imagem em Mamografias | |
| 7 - Qualidade de Imagem..... | 32 |
| 7.1 - Contraste da imagem em radiologia..... | 33 |
| 7.2- Propriedades de atenuação de tecidos mamários..... | 34 |
| 7.3 – Contraste de imagem (CNR) | 36 |
| 7.4 – Controle automático de exposição (AEC)..... | 39 |
| Capítulo 8 – Projecto de Elaboração de um Software | |
| 8- Projecto de Elaboração de um Software Nacional para os níveis de referência de diagnóstico em Mamografias (NRD’s) | 41 |
| 8.1 – Ferramentas de Software..... | 43 |
| 8. 2 - Fluxograma dos NRD’s em função do tamanho de PMMA..... | 44 |
| 8.3 - Comparação dos valores aceitáveis e alcançados para AGD..... | 45 |
| 8.4- Comparação dos níveis de referência Europeus da EASK..... | 45 |
| 8.5 - Comparação dos valores definidos como NRD’s nacional para AGD com valores obtidos em Procedimentos clínicos..... | 47 |
| Capítulo 9 – Métodos e Materiais utilizados | |
| 9 - Métodos utilizados | 50 |
| 9.1 - Metodologia associada a cada uma das fases..... | 50 |
| 1- Determinação da reprodutividade do AE..... | 50 |
| 2- Determinação do limiar de contraste de visibilidade..... | 51 |
| 3 - Determinação do CNR..... | 51 |
| 4- Determinação da EASK..... | 52 |
| 5- Determinação da ADG..... | 52 |

| | |
|---|----|
| 6 -Ferramentas de software..... | 52 |
| 9.2 - Materiais utilizados..... | 53 |
| 9.3 - Ferramentas de Software..... | 55 |
| Capítulo 10- Resultados e Discussão | |
| 10.1 – Testes de Controlo de Qualidade..... | 57 |
| 10.2- Resultados..... | 58 |
| 10.3 – Resultados dos Cálculos para ESAK e AGD..... | 59 |
| 10.4 - Equipamentos CR Versus e DDR | 60 |
| 10.5- Determinação dos valores dos NRD’S para ESAK e AGD e Comparação com os Níveis e Europeus..... | 61 |
| 11. – Conclusão | 63 |
| Referências bibliográficas | 64 |
| ANEXO I - Distribuição geográfica do número de mamógrafos da amostra..... | 70 |
| ANEXO II - Certificado de calibração Unfors Xi R/F & Mammo..... | 71 |
| ANEXO III – Formulário de Excel construído para registar os dados dos testes efetuados aos mamógrafos fazer os cálculos e classificações de acordo com as tolerâncias para cada equipamento | 72 |

Índice de Figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Fontes de radiação a que o ser humano está sujeito..... | 1 |
| Figura 2 - Anatomia da Mama | 6 |
| Figura 3 - Evolução das taxas de incidência padronizadas (doenças oncológicas)..... | 7 |
| Figura 4- Evolução Nacional das Taxas de Cobertura Geográfica e Adesão entre 2009-2013 Rasteiro do Cancro do o Mama”..... | 8 |
| Figura 5 - Evolução da taxa do cancro para 2030 em Portugal..... | 9 |
| Figura 6 - Mortalidade do cancro da mama feminina antes dos 65 anos | 10 |
| Figura 7 - Radiografia da Mama (Doenças da Mama Diagnóstico Tratamento Basset e Jackson, Fu Gold..... | 11 |
| Figura 8 - 1º Mamógrafo “Tripé” 1995 (Livro Doenças da Mama Diagnóstico Tratamento Basset e Jackson, Fu Gold) | 11 |
| Figura 9 - 1ºMamógrafo com valor comercial "1996", conhecido por Pintura do Seio em francês. Fonte: Livro Doenças diagnóstico e tratamento Bassett, Jackson, Jahan, Fu e Gold..... | 12 |
| Figura 10 -Tubo de Coolidge..... | 14 |
| Figura 11 - A: Raio X espectros contínuos, em função do potencial do acelerador curvas obtidas a partir de Alvo de tungsténio; B: RX em torno de 0.6 Å e 0.7 Å..... | 15 |
| Figura 12- Espectro electromagnético apresentado as regiões de radiação ionizante e não ionizante..... | 17 |
| Figura 13 -Efeitos radiação no corpo humano..... | 18 |
| Figura 14 - Mamógrafo com encaixe para filme (MGC) ou placa de imagem (CR) | 19 |
| Figura 15 – Espectro de emissão de raio x, com alvo molibdénio..... | 20 |
| Figura 16 - Mamografia digital..... | 21 |
| Figura 17 – Mamógrafo com detetor electrónico..... | 21 |
| Figura 18 – Mamografia digital..... | 22 |
| Figura 19 –Classificação dos sistemas digitais | 22 |
| Figura 20 – Efeito fotoelétrico em átomo livre | 25 |
| Figura 21- Efeito de Comptom | 25 |
| Figura 21 - Grelha Anti Difusora..... | 28 |
| Figura 22 – Atenuação dos tecidos mamários em função da energia | 22 |
| Figura 23 - Variação da dose glandular média em função da energia dos fotões..... | 29 |
| Figura 24 - Grelha anti difusora..... | 32 |
| Figura 25 - Variação de contraste de um objeto circular com mesma densidade óptica | 33 |
| Figura 26 - Variação do coeficiente de atenuação lineares do carcinoma e dos tecidos glandulares..... | 35 |

| | |
|---|----|
| Figura 27 - Coeficiente de atenuação linear para os tecidos gordurosos, fibrosos e tumores..... | 36 |
| Figura 28 - Atenuação da imagem em função do contraste e do ruído..... | 37 |
| Figura 29 - Comparação da extensão dinâmica do contraste do detetor digital e do filme mamógrafo convencional..... | 37 |
| Figura 30 – Diagrama de um sistema de controlo automático de exposição (AEC)..... | 39 |
| Figura 31 – Posicionamento do sensor para aquisição da imagem..... | 40 |
| Figura 32- Representação esquemática do método de análise custo benefício para a otimização da proteção radiológica..... | 42 |
| Figura 33 - Grandezas básicas e derivadas utilizadas para a limitação da exposição individual..... | 42 |
| Figura 34 – Fluxograma dos NRD’s em função do PMMA | 44 |
| Figura 35 - Comparação dos níveis aceitáveis e alcançados para AGD | 45 |
| Figura 36- Comparação entre o valor NRD local e o NRD Europeu..... | 46 |
| Figura 37 - Valores definidos como NRD’s nacional para AGD obtidos em procedimentos clínicos de vários países..... | 47 |
| Figura 38- - Números de mamógrafos usados para Estudo..... | 53 |
| Figura 39- Sistema de imagem CR e CD | 53 |
| Figura 40- Placas de polimetilmetacrilato (PMMA) | 54 |
| Figura 41 – Detetor electrónico semi condutor Unfors XI R/F & MAM..... | 54 |
| Figura 42 - Módulo Threshold Contrast Details do conjunto DMAM: (63 detalhes divididos em 6 tamanhos e Contraste entre 0.489% e 27.56%) | 54 |
| Figura 43- Módulo Threshold Contrast Details do conjunto DMAM..... | 55 |
| Figura 44 - O gráfico mostra os valores de NRD’s segundo DL 180/2002 | 58 |
| Figura 45 - Os gráficos representam os sistemas digitais DDR e CR. | 58 |
| Figura 46 – Distribuição dos valores de (a) ESAK e (b) AGD para os sistemas CR e DDR | 61 |
| Figura 47- Gráfico de barras dos valores de ADG das 3 espessuras de PMMA simuladas em cada equipamento com o NRD estabelecido | 61 |
| Figura 48 - Gráfico de barras dos valores de ESAK das 3 espessuras de PMMA simuladas em cada equipamento com o NRD estabelecido | 62 |

Índice de Tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Indicadores de mortalidade do cancro da mama em Portugal..... | 2 |
| Tabela 2 - Estratificação da amostra por regiões de saúde | 3 |
| Tabela 3- Indicadores de mortalidade do tumor da mama em Portugal..... | 8 |
| Tabela 4 - Unidades de Radiação..... | 17 |
| Tabela 5 - Evolução das gerações de filmes usados nas mamografias..... | 23 |
| Tabela 6 – Diferentes equipamentos de mamografia..... | 24 |
| Tabela 7 - Valores de HVL típicos para diferentes voltagens do tubo e combinações ânodo / filtro (Os valores incluem o efeito da atenuação da unidade de compressão) | 30 |
| Tabela 8 - Fator S para os espectros de raios X clínicos utilizados..... | 30 |
| Tabela 9 - Fatores c para mamas simuladas com PMMA..... | 30 |
| Tabela 10 - Fatores g para uma mama simulada com PMMA..... | 31 |
| Tabela 11 - Valores da densidade e do coeficiente de atenuação referentes ao tecido da mama..... | 35 |
| Tabela 12 - Valor da DGM para testes de adequação, segundo a CE..... | 49 |
| Tabela 13- Valores de CNR limites para 3 espessuras de PMMA | 51 |
| Tabela 14 - Valores de NRD's em relação as quantidades dosimétricas EASK e AGD..... | 55 |
| Tabela 15 - Comparação dos valores limite (aceitáveis e alcançáveis) para a AGD previstos nas diretrizes Europeias com os NRD's..... | 56 |
| Tabela 16 - Resultado obtido do NRD local da ESAK para as condições de referência e NRD Europeu | 56 |
| Tabela 17 – Valores de AGD e outros publicados na literatura..... | 56 |
| Tabela 18 - Teste de controlo de qualidade efetuado aos equipamentos..... | 57 |
| Tabela 19- Resultados e análise estatística relativa á ESAK calculada na amostra útil | 59 |
| Tabela 20 – Resultados e análise estatística relativa á AGD calculada na amostra útil..... | 60 |

Lista de Siglas e Abreviaturas

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

1- Introdução

O homem está exposto a diversas fontes de radiação ionizante, artificiais e naturais, que contribuem para acumulação de radiações no nosso organismo. Pequenas doses de radiação ajudam a diagnosticar doenças, mas em grandes quantidades podem alterar o sistema biológico.

Com o uso de raio – x é possível diagnosticar algumas patologias, já que o paciente é exposto á radiação, os tecidos, densidades e texturas fazem uma absorção diferente da radiação como o caso dos ossos que são mais densos e absorvem mais radiação. Essa diferença de absorção é depois projetada numa imagem.

A proteção radiológica é otimizada quando as exposições empregam menor dose de radiação, desde que não implique na perda de qualidade das imagens. As doses de radiação não devem superiores aos limites estabelecidos por cada país. Podem ser emitidas artificialmente em procedimentos médicos, atividades industriais, ou naturais como a luz solar.

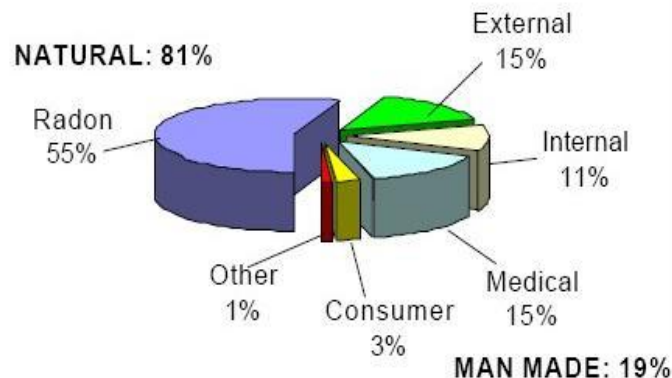


Fig. 1 - Fontes de radiação que o ser humano está sujeito
Fonte: Departamento de Saúde do Estado de Washington

O cancro da mama é uma doença com grande impacto na nossa sociedade, é um dos tumores maligno muito frequente, sendo a primeira causa de morte em Portugal nas mulheres acima dos 35/40 anos.

A incidência do cancro da mama tem vindo a aumentar, cerca de 26% nos últimos dez anos, em mulheres jovens, mas sobretudo nas pós-menopáusicas, apenas 1% de todos cancros da mana se desenvolve no homem, e ocorre habitualmente após os 60 anos.

Tabela 1- Indicadores de mortalidade do cancro da mama em Portugal ^[17]

A mortalidade por cancro da mama tem estado estável, apesar do aumento significativo de incidência.

Parte deste efeito deve-se aos programas de rastreio.

QUADRO 32

INDICADORES DE MORTALIDADE RELATIVOS A TUMOR MALIGNO DA MAMA FEMININA, EM PORTUGAL (2010 A 2014)

| TUMOR MALIGNO DA MAMA FEMININA | | | | | |
|---------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | 2010 | 2011 | 2012 | 2013 | 2014 |
| Número de óbitos | 1.659 | 1.634 | 1.752 | 1.640 | 1.660 |
| Taxa de mortalidade | 30,2 | 29,8 | 31,9 | 29,9 | 30,4 |
| Taxa de mortalidade padronizada | 20,1 | 19,0 | 20,0 | 18,2 | 17,9 |

Taxas: por 100.000 habitantes. Códigos da CID 10: C 50.
Fontes: INE, 2016

Segundo a Liga Portuguesa contra o Cancro, todos os anos são detetados 6000 novos casos de cancro da mama e morrem 1500 mulheres por ano no nosso país. [1] A taxa de sobrevivência dos pacientes depende em grande parte da detecção precoce da doença. Os novos avanços em imagiologia contribuem para melhoria da detecção destas patologias, (como por ex.: a mamografia, a Tomossíntese e a Positron Emission Tomography (PET)), permitindo uma abordagem terapêutica mais eficaz e resultando no aumento de vida dos doentes.

A mamografia é o exame de diagnóstico realizado através do uso de raios-x para examinar a mama humana. O raio-x corresponde a uma onda eletromagnética de alta energia: reduzido comprimento de onda na ordem de (10^{-12}) m, e uma frequência elevada (10^{16} Hz), o que permite a penetração na matéria. Continua a ser o método de eleição no diagnóstico do cancro da mama, permite visualizar agrupamentos de microcalcificações, distorções, lesões dispersantes, condensações assimétricas e nódulos. American College of Radiology (ACR), recomenda a mamografia como exame de rastreio, entre os 30 anos e 40 anos, a periodicidade depende da existência de eventuais factores de risco. [2]

A Liga Portuguesa Contra o Cancro e a ACR recomendam para detecção precoce do cancro da mama que as mulheres com mais de 40 realizem mamografias anualmente e as mulheres com risco aumentado antes dos 40 anos. [1;2]

Segundo Dershaw, a mamografia é o método mais eficaz no diagnóstico precoce do cancro da mama. É um exame com alto padrão de qualidade e permite visualizar, em 85% a 90% dos casos, os tumores com mais de dois anos de antecedência, de ocorrer comprometimentos dos gânglios em mulheres com mais de 50 anos de idade. Publicado no artigo de revisão “Controle de Qualidade e Artefactos em Mamografia”, Radiol Brás, vol.38, nº 4, São Paulo Julho/agosto de 2005. [3]

O objectivo da mamografia é produzir imagens detalhadas com alta resolução espacial da estrutura interna da mama, para gerar sempre bons resultados de diagnóstico. É exigido padrões de qualidade para imagens, e isto implica que os processos de otimização sejam bastantes rigorosos, de forma a reduzir as doses de radiações, mas nunca prejudicando a qualidade de imagem para a prática clínica. Durante os exames de mamografia é necessário o correto posicionamento do paciente, o bom estado do aparelho, profissionais qualificados, e seguir os padrões estabelecidos para a realização dos exames [4]. Em aplicações clínicas as doses de radiação em mamografias podem ser referenciadas através do

valor do índice de doses de entrada á superfície (ESD), ou pela dose média glandular (AGD), que apresenta uma gama de valores, dependendo de factores como: a espessura da mama, idade, raça, e condição do paciente (pré ou pós-menopausa). [5]

Foram desenvolvidos alguns protocolos, no âmbito nacional e internacional, [e.g., Mammography Quality Control Manual, do American College of Radiology (ACR)], foram analisados 2.341 exames de mamografia e os artefactos foram reportados como sendo responsáveis por 11% das falhas nos exames. Publicado no artigo de revisão, “Análise Dos Principais Métodos De Diagnóstico De Câncer De Mama Como Propulsores no Processo Inovativo”, Arquivos de Medicina em Recife, rececionado em 27-05-2015, aprovado em 13-10-2015. [2]

European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis, da European Commission/EUREF e Quality Assurance Programme for Digital Mammography, da International Atomic Energy Agency (IAEA), com o objectivo de apoiar a implantação de controlo da qualidade (CQ) em mamografia e promover a harmonização de boas praticas clinicas em mamografia. Luxembourg: Office for Oficial Publications of the European Union, 2013 [6;7]

A mamografia é o principal método de diagnóstico por imagem utilizado no rastreio e diagnóstico do cancro da mama, e sendo a modalidade de imagem recomendada em vários países da Europa e nos Estados Unidos. A caracterização tecnológica da mamografia digital em Portugal, progresso de um projeto em implementação da tecnologia digital trouxe algumas alterações na prática das mamografias, adaptação dos programas de controlo de qualidade, caracterização da tecnologia instalada para mamografias em Portugal, e as práticas adotadas pelos profissionais de saúde. Foram identificados 441 sistemas para mamografias. A tecnologia mais frequente (62%), e conhecida por radiografia computadorizada, é constituída por um detetor (image plate), inserido numa cassete de suporte e por sistema de processamento ótico. A maior parte destes sistemas (78%), encontram-se instalados em instituições privadas. Alguns destes equipamentos (12%) instalados são sistemas para radiologia direta (Direct Digital Radiography (DDR)). Portugal apresenta um parque de equipamentos heterogéneo, tecnologia obsoleta e tecnologia de topo de gama. Foram identificadas, pelos técnicos de radiologia e médicos radiologistas, carências de formação especializada, nas temáticas da intervenção mamária, otimização da dose e controlo da qualidade. Na última década tem - se verificado uma grande evolução em relação a tecnologia para a mamografia digital (CR ou DDR) no sistema de saúde português. Este estudo foi financiado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia (Projeto PTDC/SAU-BEB/100745/2008). [1;2;7;8]

Tabela 2. - Estratificação da amostra por regiões de saúde (7 estratos/categorias) agrupadas por tipo de tecnologia (CR e DDR) ^[8]

| Áreas de Saúde | Tecnologia Computed Radiography – CR | | | Tecnologia Direct Digital Radiography – DDR | | | Totais |
|----------------|--------------------------------------|---------------|--------------------|---|-----------|--------------------|--------|
| | Número de Equipamentos | Proporção (%) | Tamanho da Amostra | Número de Equipamentos | Proporção | Tamanho da Amostra | |
| Norte | 92 | 34,07 | 19 | 12 | 25,53 | 3 | 104 |
| Centro | 59 | 21,85 | 12 | 9 | 19,15 | 2 | 68 |
| LVT | 78 | 28,89 | 15 | 25 | 53,19 | 5 | 103 |
| Alentejo | 14 | 5,19 | 3 | 2 | 4,26 | 1 | 76 |
| Algarve | 19 | 7,04 | 4 | 1 | 2,13 | 1 | 20 |
| RAM | 3 | 1,11 | 1 | 1 | 2,13 | 1 | 4 |
| RAA | 5 | 1,85 | 1 | 1 | 2,13 | 1 | 6 |
| Totais | 270 | 100 | 55 | 47 | 100 | 14 | 317 |

Com a adesão de Portugal á CEE, em 1996, as diretivas e recomendações (EURATOM) do Conselho passaram para o ordenamento jurídico interno, através do decreto-lei nº 180/2002 de 8 de agosto. Sendo a saúde pública uma das áreas mais afetadas pela acção dos diversos tipos de radiação, foi atribuído ao Ministério da Saúde a responsabilidade pelo desenvolvimento das ações na área de proteção contra as radiações, cabendo á direção Geral da Saúde (DGS), a promoção e a coordenação das medidas destinadas a assegurar em todo o território nacional a proteção de pessoas e bens que, direta ou indiretamente, possam sofrer os efeitos da radiação. [9;10]

Uma proteção eficaz contra as radiações, inclui a eliminação de exposições a radiações desnecessárias. A otimização das doses de radiação é mais importante do que em outras práticas que utilizam radiações ionizantes, e significa manter a dose “tão baixa quanto possível”, tendo em consideração factores económicos e sociais”. Para as exposições médicas as doses podem manter – se baixas desde que não afeta a qualidade da imagem exigida, assim como a informação desejada para o diagnóstico. Nesse contexto da otimização, surge a introdução de níveis de referência de diagnóstico (NRD), como recomendação Internacional para Protecção Contra a Radiações Ionizantes na sua publicação (CIPR 73). [11]

Os níveis de referência de diagnóstico em exames de mamografia, permitem a orientação em relação às doses a utilizar num exame radiológico específico para um doente padrão. São definidos pelo valor que engloba 75% das doses mais baixas da população alvo para os exames de mamografias. Em Portugal foram avaliadas as doses de radiação em mamografias, em relação a avaliação do Kerma no ar na superfície de entrada (ESAK), e da dose média glandular em manógrafos digitais em hospitais públicos e privados. [12]

Concluiu - se que os níveis de referência de diagnóstico em mamografias (NRD's) foram obtidos em relação ao ESAK e AGD, em pacientes submetidos á mamografia digital de fabricantes e classes distintas em projeção crânio caudal e que a espessura da mama típica se encontra no intervalo entre 45 e 60 mm e tem uma composição de 50% de tecido glandular e tecido adiposo. Esta análise da amostra sugere uma grande variação a nível de doses, e a título de exemplo a AGD variou no intervalo de 0,49 a 2,80 mGY, para uma qualidade de imagem comparável. Os níveis de referência em diagnóstico (NRD) obtido a partir do terceiro quartil (percentil 75) da distribuição geral de equipamentos foram de 9,63 mGY para EASK e de 1,93 mGY, para AGD. Estes (NRD) foram estabelecidos e comparados com dados publicados na literatura. [12;13]

As ferramentas de software são cada vez mais importantes em todas as áreas. Com elas é possível fazer o armazenamento da informação, e sincronizar a informação disponível de forma atualizada em qualquer dispositivo, independentemente de onde o acesso for realizado.

1.1– Objectivos do Trabalho

Os níveis de referência em diagnóstico são uma obrigação legal europeia, imposta a todos os países. Em Portugal poderá caber a direção geral da saúde a sua coordenação.

O objectivo principal deste trabalho é a elaboração de um projecto tendente á construção de um software, onde são carregados os valores referentes aos exames de mamografias a nível nacional.

Com este trabalho pretendemos dar um contributo para padronização dos dados referentes aos níveis de radiação em mamografias, e que ajudarão a otimizar as doses de radiação ministradas em pacientes, durante a realização dos exames de mamografias.

1.2 – Estrutura do Trabalho

Durante o desenvolvimento do trabalho é explicado toda a metodologia utilizada, os resultados obtidos e a análise do trabalho. O trabalho está dividido em 11 Capítulos, e foi estruturado de acordo a literatura e pesquisa de alguns artigos científicos existentes, da qual foram citadas as referências bibliográficas, e os anexos referentes ao trabalho.

Capítulo 2 - Cancro da Mama

2. – Definição e Anatomia da Mama

As mamas femininas são estruturas glandulares pares, encontram -se na parede anterior e superior do tórax. São constituídas por três tipos de tecido: o tecido adiposo, tecidos conectivos e glândulas mamárias, que produzem o leite que é conduzido através de ductos aos mamilos. As glândulas mamárias distribuem – se por todo o seio.

Normalmente as mamas são pares e simétricas. A papila e aréolas podem apresentar redução ou aumento de número. A redução do número de mamas incluindo a ausência da papila e aréola denomina-se amastia, é muito rara, mas pode ser uni ou bilateral. A forma da mama geralmente é semiesférica, é influenciada pelas fases da vida: gravidez, aleitamento, estados de nutrição etc.

Quanto ao volume, apresenta grande variação individual durante os períodos diferentes da vida. Tem em média 12-13 cm de largura, 10-11 cm de altura e 5-6 cm de espessura. O contorno arredondado das mamas não lactantes é determinado pela quantidade de tecido adiposo que circula o tecido glandular.

As mamas da mesma mulher têm dimensões diferentes uma da outra, sendo geralmente a esquerda menor do que a direita. O peso das mamas varia muito podendo oscilar entre 150 gramas nos adolescentes, 400 a 500 gramas na mulher adulta e pode chegar a alcançar os 900 gramas no período da lactação. [14;15]

2.1 – Cancro da Mama

As células da glândula mamária são as responsáveis pela constituição do tecido mamário. As células crescem e dividem-se em novas células, sob influência hormonal, formadas à medida que vão sendo necessárias, a este processo chama-se regeneração celular. Quando as células mamárias normais envelhecem ou são danificadas, morrem naturalmente. Quando as células perdem este mecanismo de controlo e sofrem alterações no seu genoma (DNA), tornam-se células de cancro, que não morrem quando envelhecem ou se danificam, e produzem novas células de forma descontrolada, resultando na formação de um cancro. [16]

As células de cancro da mama não respeitam as fronteiras do órgão, invadem os tecidos circundantes e podem disseminar – se por outras partes do organismo. Por exemplo, as células de cancro podem invadir os gânglios linfáticos mais próximos, nomeadamente os localizados debaixo da axila, os gânglios da base do pescoço e os gânglios da parede torácica. Posteriormente podem atingir outros órgãos como os ossos, fígado, pulmão e cérebro. [16]

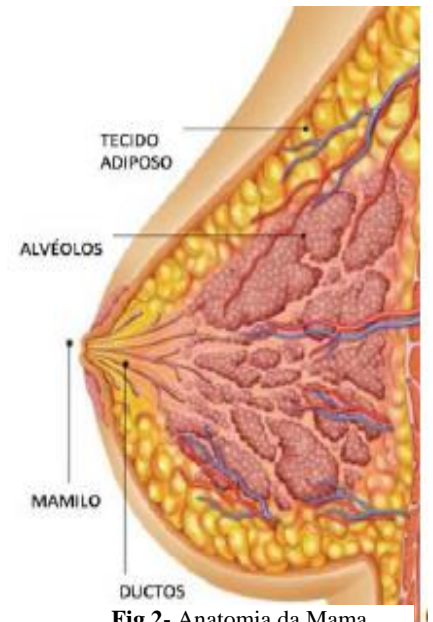


Fig.2- Anatomia da Mama.
Fonte: Coutinho 2009

Existem vários tipos de cancro da mama: o mais frequente é o carcinoma, que tem a origem nas células epiteliais. Pode ser classificado como:

- Carcinoma ductal é o mais frequente, com origem nas células dos ductos.
- Carcinoma lobular tem origem nas células dos lóbulos.

Os sintomas desta doença, são diversos como o aparecimento de quistos, nódulo ou espessamento da mama na zona da axila, detetáveis no toque, alterações no tamanho ou formato da mama, dor na mama, alterações no mamilo, sensibilidade no mamilo, secreção ou perda de líquido no mamilo, retração do mamilo, aérola gretada, descamativa, vermelhão ou inchaço. [16]

2.2- Índice da Taxa Mortalidade do Cancro da Mama

O cancro da mama é a neoplasia que mais atinge as mulheres, e Portugal não é a exceção. Em 2013, o país registou a mais baixas taxa de mortalidade na Europa, ao lado da Espanha, Estónia, Suécia e Finlândia. O acesso a programas de deteção precoce dos tumores tem contribuindo para taxa de sucesso. De 2005 a 2009 a taxa de incidência padronizada da população europeia foi de 75/100.000 habitantes. [17]

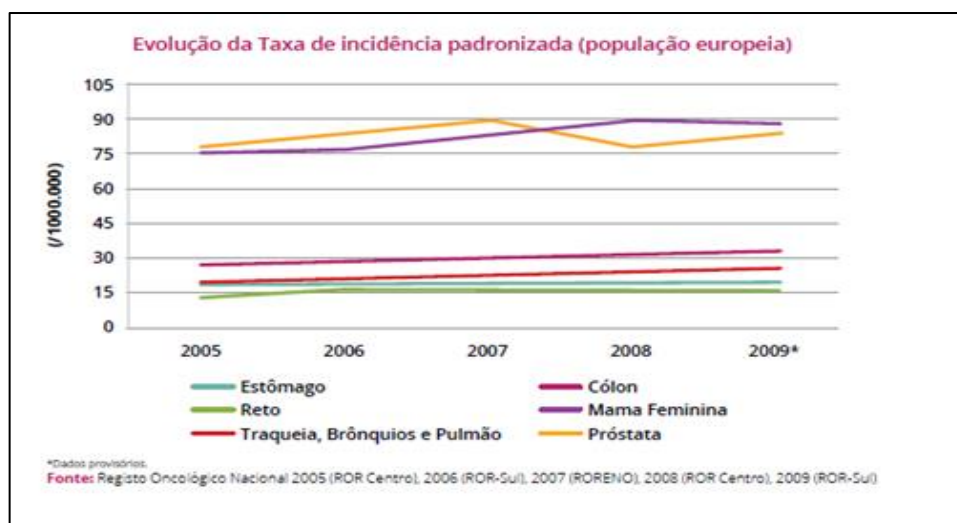


Fig.3- Evolução das taxas de incidência padronizadas (doenças oncológicas) [17]
Fonte: www.dgs.pt

A evolução das taxas de incidência das neoplasias mais frequentes, mostra um aumento progressivo e gradual dos tumores da mama feminina, do pulmão e do cólon. De 2008 a 2012, em Portugal a taxa de mortalidade, em relação ao tumor maligno da mama feminina tem vindo a aumentar gradualmente, tendo em 2008 1504 óbitos, e em 2012 aumentando para 1663 óbitos [17]

Tabela 3. - Indicadores de mortalidade do tumor da mama em Portugal ^[17]
 Fonte: www.dgs.pt

| Tumor maligno da mama feminina | | | | | |
|---------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | 2008 | 2009 | 2010 | 2011 | 2012 |
| Número de óbitos | 1504 | 1538 | 1571 | 1546 | 1663 |
| Taxa de mortalidade | 28,8 | 29,4 | 29,9 | 29,5 | 31,8 |
| Taxa de mortalidade padronizada | 19,20 | 19,60 | 19,40 | 18,60 | 19,60 |

Taxas: por 100 000 mulheres. Códigos da CID 10: C50.
 Fonte: INE, IP (2014)

O Ministério da Saúde em Portugal tem promovido algumas campanhas para realização de rastreio do cancro da mama, através de exames de mamografias para prevenção da doença. De 2009 a 2013 a taxa de coberta Geografia foi de 67,70% e a taxa de adesão foi de 60,89%. [17]

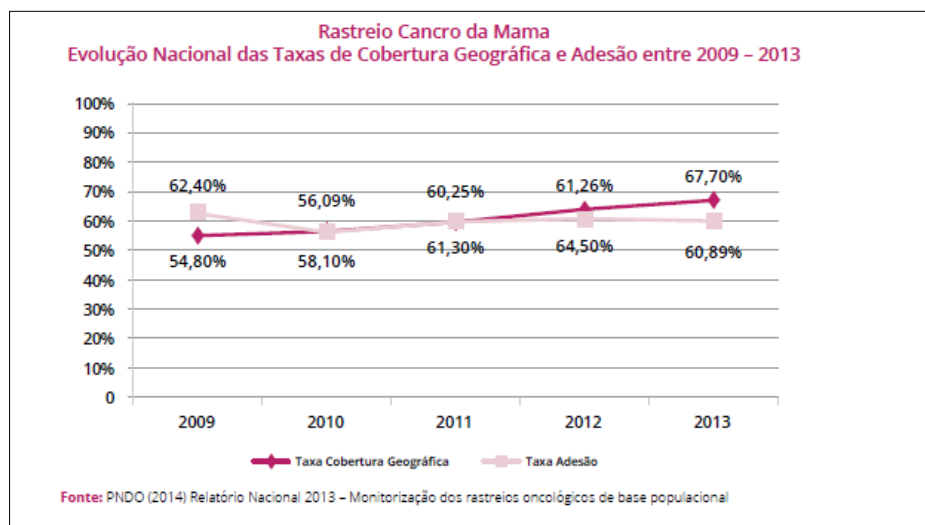


Fig.4- Evolução nacional das taxas de cobertura geográfica e Adesão entre 2009-2013 (Rastreio do Cancro da Mama) ^[17]
 Fonte www.dgs.pt

A evolução em Portugal e no mundo inteiro, em relação ao cancro tem colocado crescentes desafios nos sistemas de saúde. Para o ano 2035, estima-se um aumento de novos casos de cancro, sendo que a população continuará a necessitar de um melhor enquadramento clínico e social. [17]

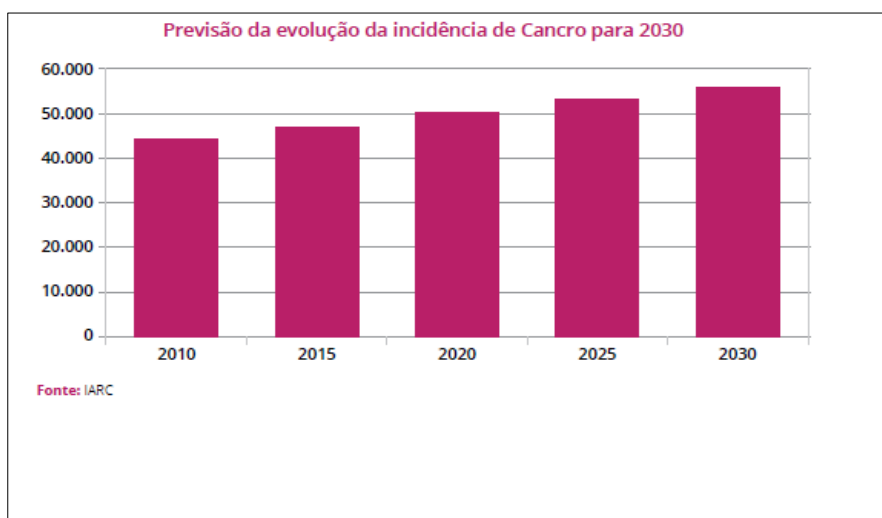


Fig.5-Previsão da evolução da incidência de cancro para 2030
 Fonte: www.dgs.pt

De acordo com as projeções nacionais e internacionais, a evolução demográfica e a exposição a fatores de risco determinarão um aumento da incidência de doenças oncológicas, nos próximos anos. A evolução dos resultados em Oncologia, quando comparados com os restantes países europeus, coloca Portugal numa posição meritória. Foi consultado o Programa Nacional para Doenças Oncológicas (PNDO-DGS), Relatório Nacional 2013, Monitorização dos Rastreamentos Oncológicos Populacionais por 100.000 habitantes (INE.IP), edição de novembro de 2014. [17]

A assistência prestada atualmente às mulheres europeias com cancro da mama varia consoante o país e a região. A declaração escrita do Parlamento Europeu de 2010 sobre a luta contra o Cancro da Mama na União Europeia, e a Resolução do Parlamento Europeu de 2006 recomendam que as mulheres europeias tenham acesso aos mesmos cuidados de saúde na luta contra o cancro, e que o método eficaz para diminuir as disparidades em termos de cuidados prestados e da mortalidade será através de programas de rastreio populacional, da implementação de sistema de formação e fiscalização dos cumprimentos dos padrões de qualidade. O objectivo é reduzir a mortalidade do cancro da mama nos países da União Europeia e diminuir as disparidades das taxas de sobrevivência entre os países. A eficácia do rastreio do cancro da mama depende do estado do equipamento, das capacidades do técnico e do responsável da interpretação dos resultados. No âmbito do sistema de saúde pública, recomenda-se o rastreio seja feito de dois em dois anos a todas as mulheres entre os 50 e os 69 anos de idade. Esta periodicidade está de acordo com as recomendações da Agência Internacional para a Investigação do Cancro (IARC), e as recomendações do Conselho Europeu para o Rastreio do Cancro. [18]

No gráfico a seguir, mostra a taxa de mortalidade por cancro da mama antes dos 65 anos, (taxa 100.000 por habitantes, na população feminina), foram observados os valores entre o ano de 2000 a 2009, nas regiões Centro, Norte, Sul, Alentejo, Lisboa Vale do Tejo, Algarve e Continente, e também foram estimados os valores de 2010 a 2016 por regressão exponencial e observa-se que devido aos programas de rastreio do cancro a taxa do cancro da mama tem vindo a diminuir. Foi consultado o Plano Nacional Saúde 2012-2016 – Indicadores e metas em saúde [19;20]

33. MORTALIDADE POR CANCRO DA MAMA FEMININA ANTES DOS 65 ANOS (taxa por 100 000 habitantes, população feminina)

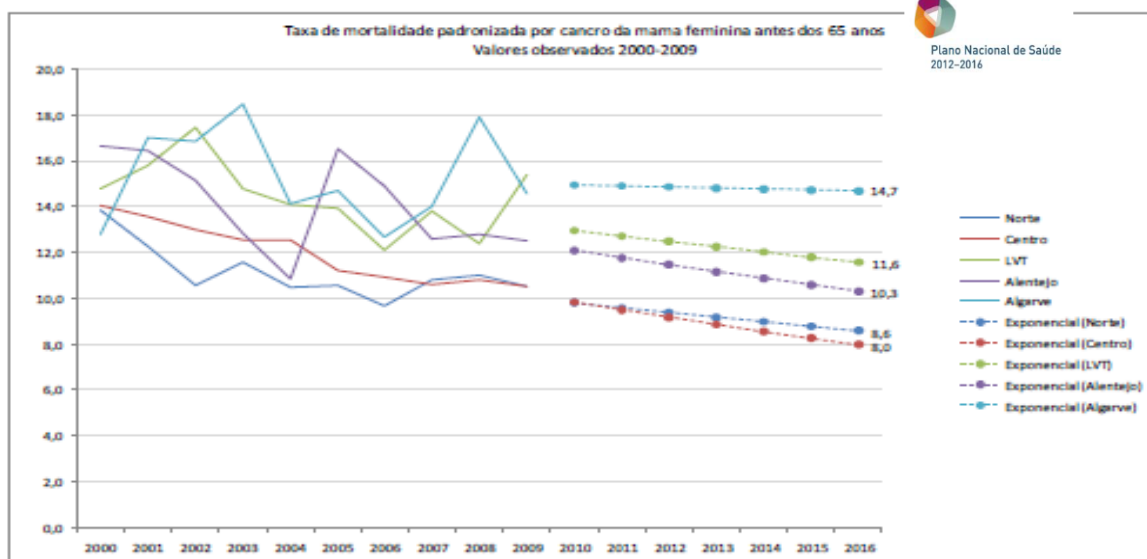


Fig. 6- Mortalidade do cancro da mama feminina antes dos 65 anos
Fonte: Programa nacional de saúde 2012- 2016. Indicadores e Metas em Saúde, DGS

TAXA PADRONIZADA POR 100 000 HABITANTES DE ANOS DE VIDA POTENCIAIS PERDIDOS POR CANCRO DA MAMA FEMININA, POPULAÇÃO TOTAL, SEXO FEMININO.

| INDICADOR | DADOS | REGIÃO NORTE | REGIÃO CENTRO | REGIÃO LVT | REGIÃO ALENTEJO | REGIÃO ALGARVE | CONTINENTE* |
|--|-------------------------------|--------------|---------------|------------|-----------------|----------------|-------------|
| Anos de Vida Potenciais Perdidos por cancro da mama feminina | 2001 | 173,9 | 181,6 | 202,8 | 203,7 | 241,5 | 190,8 |
| | 2009 | 141,5 | 134,1 | 187,6 | 150,4 | 185,0 | 159,7 |
| | Projeção 2016 | 116,8 | 100,5 | 170,7 | 136,4 | 147,7 | 134,7 |
| | Projeção 2016 por redução 50% | 108,6 | 100,5 | 135,6 | 118,4 | 124,1 | 127,9 |
| | Ganhos acumulados | 27,3 | 0 | 122,6 | 61,2 | 80,5 | 291,6 |

O valor estimado do Continente é uma média ponderada pela população do valor das regiões.

| | | | |
|---------------------------|---|----------------|-------------------------|
| Designação | Taxa de mortalidade padronizada por cancro da mama antes dos 65 anos (por 100 000 mulheres) | | |
| Grupo | Estado de saúde e de desempenho do Sistema de Saúde | Sub-grupo | Mortalidade |
| Numerador | Óbitos por cancro da mama feminina (CID10:C50) de mulheres com idade inferior a 65 anos, num ano | | |
| Denominador | Nº de mulheres com idade < 65 anos, num ano | | |
| Fórmula | $t_p = \sum_i \frac{np_i}{ni \times np} \times xi$ <p>Onde: np_i é o efetivo populacional na classe i da população padrão; ni é o efetivo populacional na classe i da população em estudo; np é o efetivo total da população padrão; xi é o número de óbitos na classe i da população em estudo.</p> | | |
| Fonte | INE | Unidade Medida | 100 000 |
| Comparação Internacional? | Sim | Fonte | OCDE, HFA/WHO, Eurostat |

Capítulo 3 - Mamografia

3- História da mamografia

O raio - x, foi descoberto pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen em 1895. [21]

Dezoito anos mais tarde, em 1913 o cirurgião alemão Albert Salomon realizou a primeira radiografia para estudar o tecido mamário que tinha sido removido por mastectomia e encontrou pequenos pontos chamados microcalcificações. [22]

Em 1930, em Nova Iorque o médico radiologista americano Stafford Warren realizou a primeira mamografia” incidência médio lateral in vivo”. [23]

Em 1950 o médico radiologista Uruguaio Raul Leborgne, descobriu a importância de um melhor posicionamento e a necessidade de compressão. Concluiu que comprimindo a mama obtêm – se melhor qualidade de imagem. Associou o cancro da mama a microcalcificações ao encontrar em 30% dos casos radiografados, diminuindo a espessura da mama o paciente receberá menor quantidade de radiação, além de reduzir a indefinição de causa efeito. [24]

Em 1960 Robert Egan, descobriu que baixo Kv e alto, mAs, aumentam resolução da imagem, e 1962 publicou 53 casos de carcinoma oculto detetados em 2000 exames de mamografias. Nesta época John Martin e colegas, demonstraram que excelentes estudos mamográficos poderiam ser feitos e padronizados em clínicas privadas. O Colégio Americano de Radiologia (ACR) estabelece comitês e centros de treinamento em âmbito nacional. [2; 21]

De 1963 a 1966 Phillipp Strax, Louis Venet e Sam Shapiro, observaram uma redução da mortalidade de 1/3 das pacientes, fazendo rastreios com exames clínicos e radiológicos. [25]

Em 1966 a GE desenvolveu a primeiro manógrafo, “um tripé” com uma camara especial. Em 1967, uma equipa de trabalho da GE projetou uma unidade básica, com um espectro de raio – x, e um tubo para obter melhor foco no tecido mamário. Com um filtro de molibdénio, um componente metálico resistente, uma lente apoiada num tripé, produziu imagens com melhor qualidade do que as mamografias improvisadas que se utilizavam época. A era do progresso técnico ficou marcada pelo desenvolvimento entre a colaboração da indústria e medicina. Em 1996 surge o 1º mamógrafo com valor comercial.



Fig.7 Radiografia da Mama. ^[16]
Fonte: Livro Doenças da Mama Diagnóstico Tratamento Basset e Jackson, Fu e Gold.



Fig.8- 1º Mamógrafo “Tripé” 1995 ^[16]
Fonte: Livro Doenças da Mama Diagnóstico Tratamento Basset e Jackson, Fu e Gold.

Aparelho de Mamografia

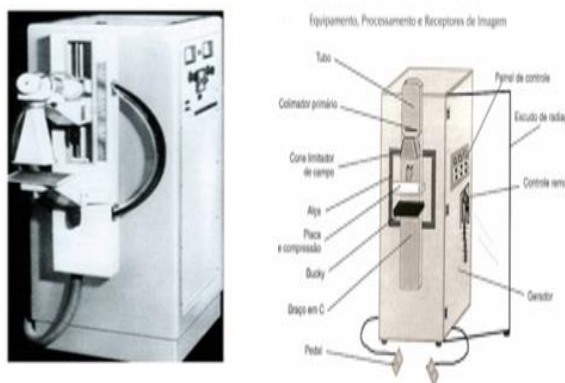


Fig. 9 - 1º Mamógrafo com valor comercial "1996", conhecido por Pintura do Seio em francês. Fonte: Livro Doenças diagnóstico e tratamento Bassett, Jackson, Jahan, Fu e Gold.

Em 1971 Gallager e Martin foram os primeiros a reconhecer que a neodensidade na mamografia podia ser um sinal precoce da existência de um tumor na mama.

Em 1980 a GE desenvolveu os primeiros aparelhos motorizados pela compressão. A compressão reduz a espessura do tecido mamário e o tempo de exposição a radiações aumentando a resolução das imagens.

Em 1989 Azevedo e Svane (Suécia), publicaram os primeiros casos utilizando a punção por agulha fina para estereotaxia.

Em 1992 a GE lançou um filtro de ródio, é usado no tubo de raio – x, e permite melhor penetração do tecido mamário com menos exposição. Esta tecnologia é útil para mamas densas.

Em 1996 Parker e associados lançam o primeiro sistema de biopsia a vácuo Mammotome, permitindo excelentes resultados na obtenção da amostra de tecidos para estudo histopatológicos.

Em 1998- desenvolveu-se uma cassete única, que permite a troca de imagem de cassete (em filme ecrans) para ponto digital da máquina.

Em 2000, foi aprovado pela FDA, a Senographe 2000 D GE Medical Systems. O equipamento de mamografia digital é composto por um gerador, com características semelhantes ao do sistema convencional. A grande inovação na época foi a introdução de um controlador computadorizado com controlo automatizado de qualidade, e a substituição do sistema filme ecrã por um detetor eletrónico diferenciado e eficaz na absorção de raios x. Várias empresas dedicaram – se ao desenvolvimento e comercialização de mamógrafos digitais, sistemas auxiliares de diagnóstico por computação (CAD) e Tomossíntese mamária, aprovada em 2011 pela FDA. [26]

3.1 – Mamografia

O cancro da mama é um problema significativo de saúde pública, com alta incidência e alta mortalidade, apesar dos avanços tecnológicos e acessibilidades de diagnóstico (visíveis em programas de rastreio populacional organizados) e na melhoria da qualidade e disponibilidade e acessibilidade da terapêutica. É a neoplasia mais frequente no sexo feminino e afeta 1 em cada 9 mulheres, é a causa mais frequente de mortalidade entre os 35 anos e 55 anos de idade na União Europeia.

A técnica da mamografia foi testada em 1920, não teve resultado prático devido a fraca tecnologia na época, em 1950 através do uso de baixa tensão e alto mAs, filme para exposição direta, foi possível obter uma imagem para diagnóstico, experiência realizada por Robert Egan. A partir desta altura a mamografia teve um desenvolvimento considerável. No final dos anos 60 o processo por xeroradiografia foi utilizado por Wolf e Ruzicka, reduzindo a taxa de dose comparada com o processo de exposição direta mostrando detalhes não observados nos exames da mama. [27]

Finalmente a mamografia difundiu - se como uma técnica valiosa, considerando – se uma ferramenta poderosa para deteção de lesões e do cancro da mama. É um exame radiológico de diagnóstico, e tem como objectivo o estudo do tecido mamário. Utiliza dose baixa de raio X, é realizada através dos mamógrafos. Identifica lesões benignas e cancerosas, que geralmente se apresentam como nódulos ou calcificações. São realizadas duas incidências básicas para cada mama: a incidência crânio caudal (CC), e a incidência oblíqua médio lateral (OML).

As imagens obtidas são de alta qualidade, permitem ver em detalhes os músculos do tecido mamário. Quando o exame é feito digitalmente e é possível detetar a presença de pequenos nódulos ou quistos, através do zoom consegue - se ampliar a imagem e analisar cada ponto do tumor. Nos últimos anos, houve uma crescente preocupação com a melhoria da tecnologia, nomeadamente com a qualidade da imagem em mamografia, sendo caracterizada pelo melhor contraste das estruturas a serem analisadas, já que o tecido mamário normal e o patológico possuem densidades radiológicas semelhantes. Os factores que podem limitar o contraste são a energia do feixe, combinação ecrã filme, quantidade da radiação medida em miliampere segundo (mAs). Essas limitações podem levar a perda do contraste da imagem, quando as condições de exposição ou processamento do filme levam a uma redução da densidade óptica em tecidos com lesões. [28]

A necessidade de um exame de mamografia depende de alguns factores como: a idade, sintomas e história familiar do paciente. A composição mamária é determinada geneticamente, sendo classificada em “mamas densas” e “mamas não densas”, de acordo com a proporção de tecido adiposo e tecido fibroglandular. A densidade mamária depende de vários factores, como número de filhos, peso e idade, independentemente dos níveis de hormonas sexuais pós-menopausa.

3.2 – Aspetos Físicos e Técnicos da Mamografia.

As recomendações físicas e técnicas estabelecem os padrões para o controlo e qualidade do equipamento de mamografia e o seu funcionamento adequado.

- ✓ O controlo de qualidade periódica destina- se a garantir o fornecimento de imagens com a melhor informação diagnosticada para detetar tumores ou irregularidades pouco visíveis.
- ✓ A dose mínima de radiação.

- ✓ A qualidade estável da imagem.

Todos os equipamentos para realização de mamografias (receptores de imagens, processadores de películas, equipamentos de raio - x, materiais para controlo de qualidade), devem ser testados antes da sua utilização. Algumas avaliações periódicas do controlo de qualidade poderão ser efetuadas por equipas locais, e outras apenas por físicos médicos com formação específica. Estas verificações devem seguir um protocolo escrito de acordo com os requisitos que constam no programa de controlo de qualidade. [29]

3.3 – Descoberta do RX

Wilhelm Conrad Röntgen, foi um físico alemão que, em 8 de novembro de 1895 produziu radiação ionizante, atualmente chamado raio x. Foi descoberto quando estudava o fenómeno da luminescência produzido pelos raios catódicos num tubo de Crookes. Dedicou -se ao estudo dos raios catódicos e suas propriedades. Röntgen percebeu que quando fornecia energia cinética aos eletrões do tubo emitiam radiação, isto marcou a era da chapa fotográfica. Depois de várias experiências com objetos inanimados, pediu a sua esposa para posicionar a sua mão entre o dispositivo e o papel fotográfico, e como resultado obteve uma fotografia onde ele viu a estrutura óssea interna da mão humana, foi a primeira radiografia conhecida na época. [30]

A produção de raio x deve - se as transições de eletrões nos átomos, ou a desaceleração de partículas energéticas carregadas. É através do tubo de Coolidge que se geram os raios x. O tubo de Coolidge é um tubo oco que possui um cátodo incandescente que gera um fluxo de eletrões de alta energia. Estes são acelerados por uma grande diferença de potencial e atingem o ânodo.

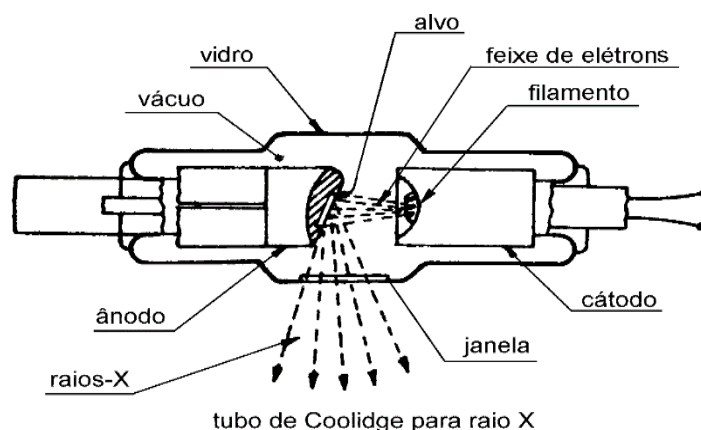


Fig.10 - Tubo de Coolidge

O espectro contínuo é uma curva de contagens por segundo, versus comprimento de onda do raio x. Um fóton de radiação, com frequência f , transporta energia $hf = hc/\lambda$, onde λ é o comprimento de onda da radiação. Por isso, o raio x emitido deverá ter energia máxima igual à energia do eletrão incidente, desta forma o espectro contínuo é limitado.

A partir da relação de energia: $E=hf=hc/\lambda$, percebe – se que o comprimento de onda mínimo deve aumentar ou diminuir com o potencial acelerador. Sendo que o comprimento de onda mínimo, é dado por $\lambda_{\min}=1.24 \times 10^4/V \text{ \AA}$, onde V é o potencial acelerador, e substituindo pelo alvo de tungstênio ($Z=74$), por um molibdênio ($Z=72$), e mantendo as restantes condições, obtém – se os espectros de raio x característico de molibdênio. A diferença, entre um e outro foi a substituição do alvo, e os picos são devidos ao ânodo de molibdênio. A detecção dos raios x é feita através da impressão de filmes fotográficos que permite o uso medicinal e industrial através das radiografias.

Depois da descoberta dos raios x, os cientistas aperceberam que a radiação causava vermelhidão da pele, ulcerações para quem se expusesse sem proteção, e em alguns casos podia causar lesões cancerígenas, leucemia e necrose até a morte. Em 5 janeiro de 1896, um jornal Austríaco relatou a descoberta por Röntgen, “um novo tipo de radiação”. Röntgen depois da sua descoberta recebeu o título de Doutor Honorário em Medicina, na Universidade de Wurzburg. Foi considerado o pai da Radiologia de Diagnóstico (especialidade médica que utiliza imagem para o diagnóstico de doenças). Em 1901 recebeu o prémio Nobel de Física como reconhecimento da descoberta dos raios x. [30]

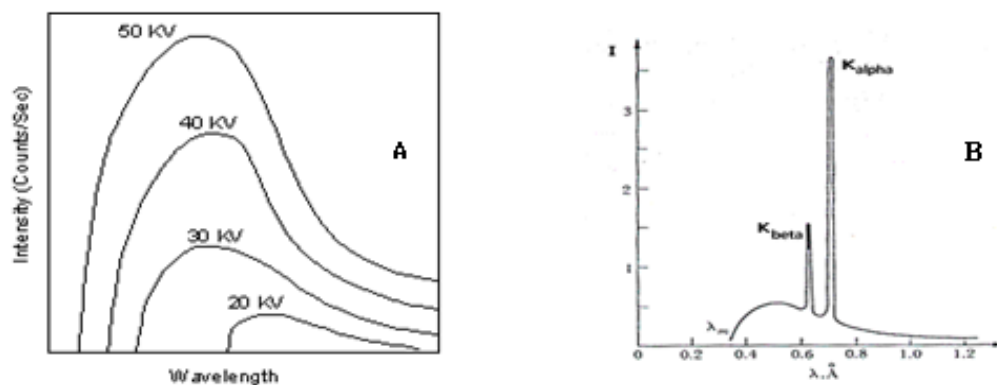


Fig. 11 – A: Raio x espectros contínuos, em função do potencial do acelerador, curvas obtidas a partir de alvo ao tungstênio.

B: Rx em torno de 0.6 Å e 0.7 Å.

4.- Radiação

Definimos como radiação a propagação de energia de um ponto para o outro num espaço ou num material. Pode ser classificada como energia em trânsito e pode também ocorrer através de uma onda electromagnética ou de uma partícula. [31]

Na natureza, a radiação ultravioleta (raios UV), e a infravermelha são aquelas produzidas por corpos que apresentam calor, sendo a principal fonte o sol. A radiação ionizante ao entrar em contacto com matéria causa directa ou indirectamente a criação de iões, dependendo da quantidade de energia a radiação pode ser ionizante (alto nível de energia) e não ionizante (baixa energia). A radiação ionizante tem inúmeras aplicações na vida humana: medicina nuclear (radioterapia), exames de diagnóstico (raios – x), industria, conservação de alimentos, e na agricultura. [31]

4.1 - Unidades de Radiação

O ser humano é alvo constante de radiação natural ou artificial. Existem alguns efeitos secundários que acontecem quando o homem é exposto a certos tipos radiação. A exposição exagerada de raio x para diagnósticos tem sido considerada uma questão de saúde pública, pela Organização Mundial da Saúde (OMS). Nos últimos anos houve um enorme desenvolvimento nos equipamentos de radiologia para realização de exames, e tem vindo a revolucionar a prática clínica. Segundo a United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), a taxa de dose efetiva de radiação natural é em média 2. 4, mAS per capita, e pode variar significativamente. [32]

A dose absorvida é uma medida da energia depositada num meio por uma radiação ionizante. No SI (Sistema Internacional) a sua unidade é J/kg a que foi dado o nome de gray (Gy). Um Gray é a absorção de 1 J de radiação por 1kg de matéria, e para a "exposição" a unidade é Coulomb /kg. A unidade de exposição é apenas definida para o ar e não pode ser se utilizada para descrever a dose no tecido. [32]

$$1 \text{ Gy} = 1\text{J/kg} = 1 \text{ m}^2 \text{ S}^{-2};$$

$$1 \text{ J} = 10^7 \text{ erg e } 1 \text{ kg} = 1000 \text{ gr, } 1 \text{ Gy} = 10^7 \times 10^{-3} \text{ erg/g} = 10^4 \text{ erg/g} = 100 \text{ rad.}$$

A dose de exposição (X), é uma grandeza que exprime a carga eléctrica (DQ), produzida pela radiação electromagnética (EN), por unidade de massa (dm) de ar, em condições de pressão e temperatura normal (PTN). [33]

$$x = \frac{dQ}{dm}$$

Tabela 4- Unidades de Radiação

| Unidades | SI | Unidades Antigas |
|------------------|--------------|------------------|
| Dose Exposição | C/Kg ar | Roentgen |
| Dose absorvida | Gray (GY) | Rad |
| Dose equivalente | Sievert (SV) | Rem |

Adaptado de IAEA 2010

4.2 – Radiação Ionizante e Não Ionizante

Radiação ionizante é a radiação que possui energia suficiente para ionizar átomos e moléculas. De acordo como interage com a matéria pode ser dividida em ionizante e não ionizante. Existem vários tipos de radiação como a luz, as ondas rádio, microondas e raios x. [34]

Radiação não ionizante – são as radiações que tem energia insuficiente para ionizar átomos ou moléculas. Em relação a radiação não ionizante, refere-se á radiação eletromagnética que possui comprimento de onda maior que 100nm ou frequências menor que 3×10^{15} Hz), abrangendo todo o espectro eletromagnético com frequências iguais ou inferiores às do ultravioleta próximo. [36]

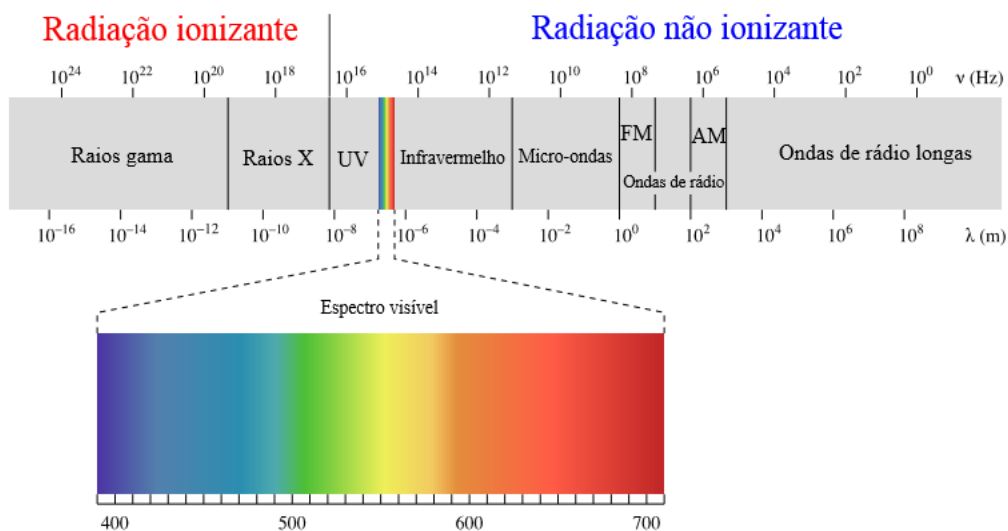


Fig. 12- Espectro eletromagnético apresentando as regiões de radiações Ionizantes e não ionizantes

Fonte: [https:// commons.wikimedia.org/wiki/file/em_spectrum.pt](https://commons.wikimedia.org/wiki/file/em_spectrum.pt)

4.3 – Efeitos da radiação

A natureza está rodeada de átomos radioativos, e conseqüentemente os seres vivos nascem neste ambiente. Somente no ano de 1896 devido a pesquisa do Físico Antoine Henri Becquerel, descobriu o fenômeno da radioatividade é que a humanidade teve conhecimento destes fenômenos. [37]

A radiação pode provocar alguns danos corporais: a destruição das células com o calor, a ionização e a fragmentação das células. O calor emitido pelas radiações chega a ser tão forte, que as vezes queimam mais do que a exposição ao sol. O contacto com partículas radioativas pode danificar a pele do corpo humano. Nas décadas passadas antes de se adotarem medidas de proteção, alguns investigadores que se dedicavam a esta área foram afetados por tumores ocasionados pela exposição às radiações. As partículas radioativas têm energia cinética elevada, portanto elas movimentam – se rapidamente, e quando atingem as células do corpo humano, provocam ionização celular. Quando uma partícula alfa, beta ou um raio gama penetra num pedaço de matéria há transferência de energia para o material, através das colisões com átomos que constituem o material. Se o material for muito fino ou se a radiação tiver muita energia a partícula ou o raio pode passar através do material, perdendo energia. Em outros casos a radiação pode ser completamente absorvida pelo material. Enquanto a radiação alfa é completamente absorvida por uma fração de milímetro de alumínio, e a radiação beta é absorvida por poucos milímetros do mesmo material, os raios da gama podem atravessar uma espessura de vários centímetros. Verificamos que a radiação absorvida por diferentes materiais varia directamente com a densidade dos materiais. [38]

A exposição inadequada a luz solar, pode causar queimaduras, e em casos mais grave a exposição a doses alta de radiação, pode causar vários problemas, como aconteceu na Ucrânia, “o acidente nuclear de Chernobil”, e também causar doenças graves como Leucemia “Cancro no Sangue”. Os efeitos das radiações variam muito de pessoa para pessoa, isto porque cada tecido celular biológico responde de forma diferente. A radiação quando penetra em tecidos vivos, há diversas colisões e interações com átomos e moléculas, e perde energia causando problemas no funcionamento das células. Mas também têm os seus efeitos benéficos, tais como a radiação solar é uma fonte natural de emissão, e é importante para a vida na terra. As radiações emitidas artificialmente, têm os seus benefícios na medicina moderna, como na radiologia, “raio x”, na radioterapia usada nos tratamentos do cancro, e na medicina nuclear, cujo objectivo principal é o diagnóstico. [38]

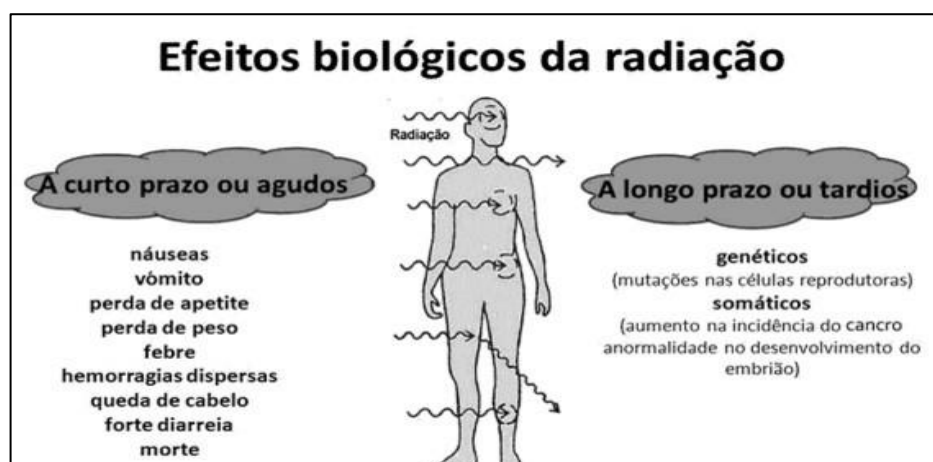


Fig. 13- Efeitos da radiação no corpo humano

Fonte: Energia Nuclear, (Editora o Mirante,2000) <http://www.editoraomirante.com>

Capítulo 5 - Equipamentos de Mamografia

5 – Equipamentos de mamografia e acessórios

Atualmente, obtêm – se as imagens das mamografias, a partir de equipamentos que possuem detectores diferentes, o que leva a obter diferentes formatos de imagens, e poderão ser apresentadas em filme ou imagens digitais. Os sistemas ecrã filme (SEF), são aqueles em que o detector utilizado para registrar a imagem mamográfica é o filme, colocado num chassi dedicado a essa técnica, que possui um ecrã com uma tela intensificadora e uma única emulsão. Os sistemas que produzem imagens digitais, computadorizado (CR) e digitais (DR), diferem entre si pela maneira como produzem as imagens, depois da interação do raio x com a mama da paciente. [39]

O mamógrafo é aparelho de raio x especial, para a obtenção de imagens das mamas com alto contraste e resolução. A radiação é produzida na parte superior do aparelho dentro do tubo. São constituídos por um tubo de radiação x, e um recetor de imagem colocado do lado oposto, de um conjunto mecânico. A mama é colocada no suporte, é comprimida por uma unidade compressora, que vem do tudo de raios x, passa por um filtro metálico e por um colimador (que permite a abertura do feixe de radiação x), sendo transmitida para a mama. [39]

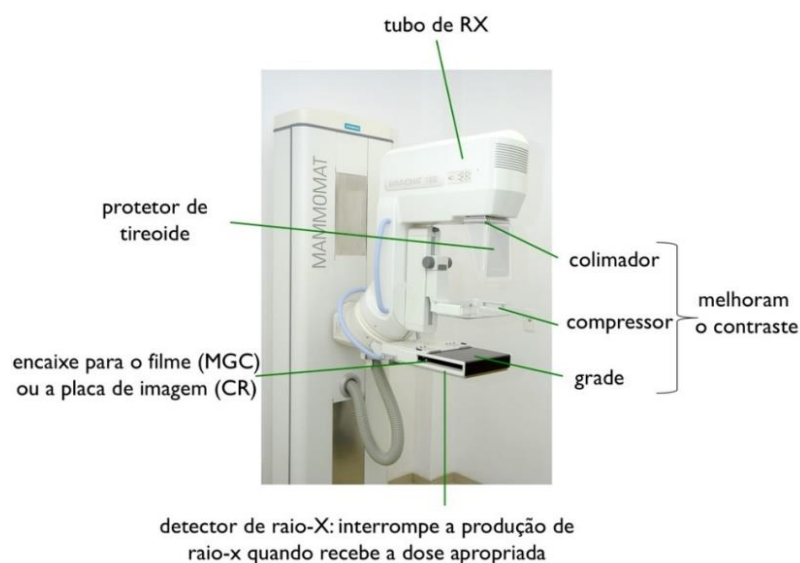


Fig.14 – Mamógrafo com encaixe para filme (MGC) ou placa de imagem (CR)

5.1 - Tubo de raio x

Os tubos de raios x, consistem em dois elétrodos metálicos, o cátodo e o ânodo, contido dentro de um encapsulamento de vidro a vácuo. O tubo para mamografia produz uma geometria diferente, dos tubos convencionais. O cátodo ópera de forma semelhante ao mamógrafo convencional, o ânodo é geralmente constituído pelo molibdénio (MO), ródio (Rh), ou tungsténio (W). É um conversor de energia, recebe energia elétrica e converte – a em forma de radiação x e em forma de calor. [40]

O molibdênio (MO), produz fótons com energia mais baixa, tanto por radiação característica (17,4 e 19,5 KeV) e por radiação de frenamento (15 a 20 keV).

O Ródio (Rh), tem um ponto de fusão, em temperaturas mais baixas em relação ao MO, e por esta razão deve ser utilizado em valores mais baixos (mAS).

O Tungstênio (W), produz uma proporção maior de fótons mais energéticos, mas o contraste de imagem é pior do que o do MO, quando se utiliza valores de tensão mais baixos.

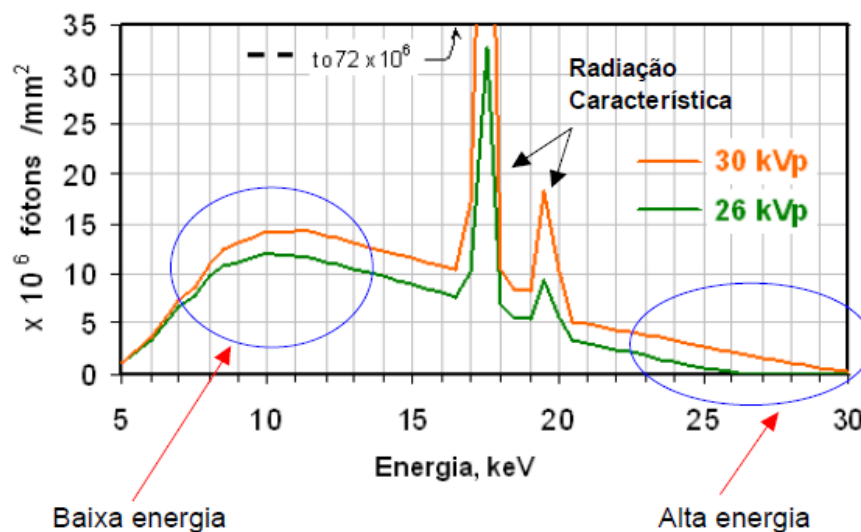


Fig. 15- Espectro de emissão de raio x, com um alvo de molibdênio para tensões de 26 e 30 KVp, (CEC 1996 b)

No processo de produção de raio x, um feixe de elétrons é emitido do cátodo (emissão termo- iônica), devido a diferença de potencial de pelo menos 25.000V ou 25 KV, entre o cátodo negativo (repele os elétrons), e o ânodo positivo (atrai os elétrons). Os elétrons são direcionados e chocam – se contra o ponto focal do ânodo. Mais ou menos 99% da energia resultante do choque dos elétrons é convertida em calor, e 1 % da energia é convertida em fótons (raio X). [40]

Durante a formação da imagem os raios x são produzidos em poucos segundos, são dirigidos para a mama. Durante este processo podem atravessar a mama, serem absorvidos ou desviados, dependendo das variáveis como a espessura, a composição da mama, e a presença de patologias. Os raios x que atravessam as mamas são detectados através do filme, no caso das mamografias convencionais e pela placa de fósforo no caso da radiologia computadorizada (CR), ou pelo receptor digital radiologia digital (DR). Quando os raios x atingem o tecido do paciente os fótons podem ser espalhados sem perda de energia ou absorvidos com perda total de energia. [40]

5.2 – Gerador de Raio X

O gerador de raios x, modifica a tensão e a corrente de entrada proveniente da rede elétrica, proporcionando as condições necessárias para a produção do feixe de raios x. O gerador controla o início e o término da exposição e possibilita a seleção das energias, taxa de dose e tempos de exposição. Os geradores de raios x para mamógrafos geralmente são de alta frequência, convertem entre 50 a 60 Hz de frequência de entrada a uma frequência de saída de cerca de 100 kHz. [40]

5.3- Computed Radiology (CR)

Através da tecnologia (CR), a imagem obtida da mama é armazenada temporariamente na placa de fósforo. Após a exposição da mama, as informações contidas na placa de fósforo, são digitalizadas pelo leitor (CR). As imagens podem ser ajustadas digitalmente, e no final os exames são interpretados com alta resolução e arquivados. Foram introduzidas no mercado pela Fuji Filme, usam placas de imagem com uma camada de cristais foto estimuláveis que substituem os filmes do equipamento analógico na cassette. Durante o exame a energia que atravessa a mama é absorvida e armazenada temporariamente. O armazenamento pode durar horas dependendo do tipo de fósforo. O processo de leitura deve ser feito imediatamente após a exposição da placa, porque a energia armazenada vai diminuindo. [41]

5.4 – Digital Radiology (DR)

Com esta tecnologia (DR), a radiação é processada diretamente para o formato digital. No mamógrafo digital não há o encaixe para a inserção da cassette contendo filme ou placa de fósforo. Na incidência crânio caudal (C.C), o aparelho é colocado na posição vertical, de modo que o tubo de raio x fique na vertical, e seja perpendicular ao chão. As senhoras podem estar sentadas ou de pé. Nem sempre esta posição abrange os espectros internos e externos da glândula próxima da parede torácica, mas abrange com sucesso toda a zona fibroglandular, as costas devem ficar afastadas 5 a 10 cm, com os braços sobre o colo, a cabeça virada para o lado oposto, e o lado da mama a ser avaliado é rodado a 10°. Os fótons passam desde o ânodo localizado na parte superior da mama até ao recetor de imagem. [41]



Fig.16. Mamógrafo digital (CR)
Crânio Caudal (C.C)



Fig.17. Detetor electrónico

No final do exame as imagens são interpretadas por um médico radiologista. Devido ao aumento da incidência do cancro da mama, a mamografia deve ser incluída como exame preventivo de rotina para todas as pacientes, principalmente mulheres que façam parte do grupo de risco. É realizada com a ajuda do mamógrafo, em equipamento próprio. No caso da mamografia digital a mama é comprimida de forma a fornecer as melhores imagens, e o melhor diagnóstico. Por se tratar de uma região muito sensível o exame provoca algum desconforto, mas deteta o início de qualquer alteração das mamas antes do paciente ou do médico notarem. [42]

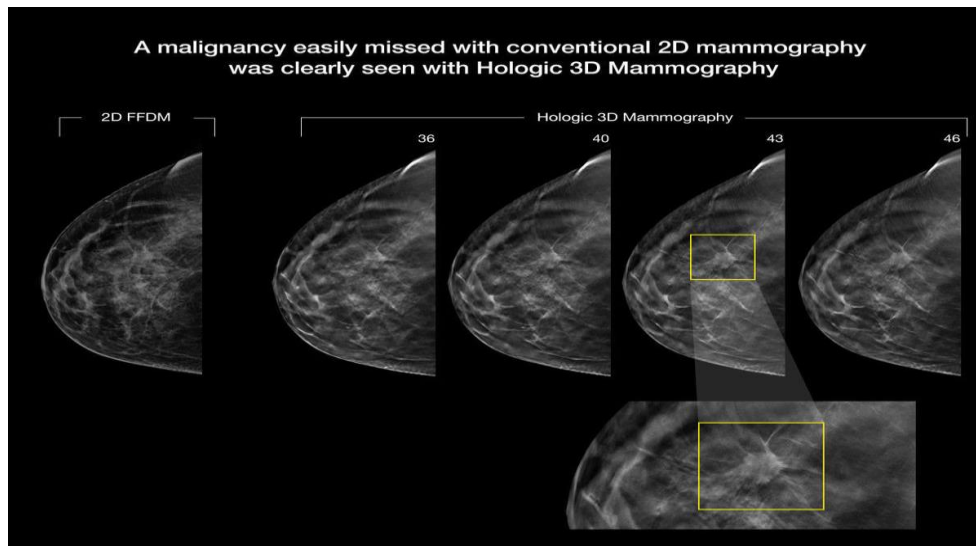


Fig18. Mamografia digital

Fonte: TetonHospital.org/patient-services/diagnostic-imaging/womens-imaging-center. “Erika Dahlby, May 4, 2016”.

5.5 – Classificação dos sistemas digitais, quanto ao mecanismo de detecção

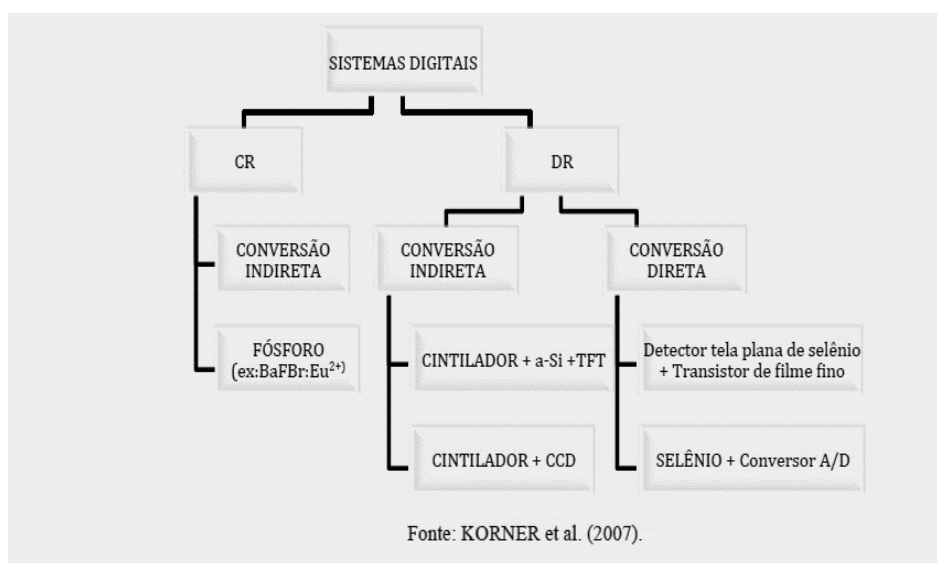


Fig. 19- Classificação dos sistemas digitais

Fonte: KORNER et. al (2007)

Os sistemas digitais CR e DR, tem algumas vantagens em relação aos sistemas tela/ filme, por exemplo (Bontrager; Lampignano, 2009). A transmissão de dados e o armazenamento das imagens são feitas através do sistema de comunicação e arquivamento de imagem, e como as imagens são digitais podem ser transmitidas de um computador para outro, e serem armazenadas no sistema. [43]

Em 1972, surgiu a primeira geração de filmes e ecrãs dedicados a mamografia, quando Du Pont introduziu os seus filmes e ecrãs “LoDose”. A introdução destes filmes influenciou os fabricantes a desenvolverem filmes de alta qualidade que reduziam a dose aos pacientes. Surgiram, desta forma novas gerações dos recetores de imagens no mercado. A introdução destas novas combinações de ecrãs filme e de equipamentos de mamografia teve como resultado a redução da dose de radiação aos pacientes. Os parâmetros de exposição da radiação foram reduzidos sem afetar a qualidade da imagem, possibilitando a deteção prematura dos tumores na mama. Na tabela abaixo mostra várias gerações de filmes, fabricantes e características dos equipamentos. [44;45]

Tabela 5. Evolução das gerações de filmes usados nas mamografias ^[44;45]

| | 1ª. geração | 2ª. geração | 3ª. geração |
|------------------------|--|--|---|
| Fabricante | Du Pont, 1972 – écran-filme LoDose | <ul style="list-style-type: none"> ⇒ Kodak, 1976 – écran-filme Min-R; ⇒ Filme AGFA Mammoray; ⇒ Filme Sakura C + écran Min-R | 1978, écran-filme: <ul style="list-style-type: none"> ⇒ Filme Kodak Ortho M + écran Min-R; ⇒ Filme NMB + écran Min-R; ⇒ Filme Du Pont MRF 31 + écran LoDose 2. |
| Características | <ul style="list-style-type: none"> a. Ampla latitude; b. Alta resolução; c. Baixa dose; d. Baixo ruído; e. Maior nitidez; f. Camada antiauréola. | <ul style="list-style-type: none"> a. Redução de dose na exposição; b. Aumento na velocidade (15 vezes maior que o Kodak Industrex M); c. Redução da kVp utilizada; d. Redução do movimento da paciente; e. Redução da quantidade de calor gerado pelo tubo; f. Filme com emulsão única. | <ul style="list-style-type: none"> a. Redução de aproximadamente 50% da exposição à paciente; b. Aumento na velocidade, que permitiu maior flexibilidade nos fatores de exposição; c. Redução no tempo de exposição e no movimento da paciente; d. Por serem mais rápidos eram melhores para estudos de magnificação. |

5.6 - Tipos de Equipamentos de mamografias.

As unidades hospitalares ou clínicas de imagiologia, devem adquirir os seus equipamentos de acordo com o “Manual de Boas Práticas de Radiologia, Despacho N° 258/2003 2ª Série. Existem alguns parâmetros obrigatórios nas escolhas destes equipamentos, nomeadamente a dose de radiação necessária para obter a qualidade da imagem aceitável, e devem seguir as normas internacionais

6061.2-45, relativo aos requisitos para segurança do equipamento mamográfico de raio x. Na tabela a seguir encontram -se discriminados alguns equipamentos existentes no mercado.

Tabela 6- Diferentes marcas de equipamentos de mamografia ^[46]

| Fabricante | Modelo | Detector | Dimensão do detector | Tamanho do pixel (mm) | Tamanho da matriz |
|------------|----------------------|----------------|----------------------|-----------------------|-------------------|
| GE | Senographe 2000D | Csl sobre a-Si | 19 x 23 | 100 | 1914 x 2294 |
| | Senographe DS | | 19 x 23 | | 1914 x 2294 |
| | Senographe Essencial | | 24 x 31 | | 2394 x 3082 |
| Siemens | Mammomat Novation | a-Se | 24 x 29 | 70 | 3328 x 4084 |
| | Mammomat Inspiration | | 24 x 30 | 85 | 2800 x 3518 |
| Hologic | Selenia | a-Se | 24 x 29 | 70 | 3328 x 4098 |
| Fuji | AMULET | a-Se | 18x24 | 50 | 3540 x 4740 |
| | | | 24x30 | | 4728 x 5928 |

6- Interação da Radiação com a Matéria

A Interação da radiação com a matéria depende da energia de incidência do fóton, da densidade do meio em que se propaga, da espessura do meio, e do seu número atômico. Os principais fenômenos conhecidos para intensidade de fótons com a matéria são os efeitos fotoelétricos, espalhamento Compton, Thomson, Rayleigh, interação foto nuclear e a produção par. O Espalhamento Rayleigh é elástico, e o fóton é redirecionado para um ângulo Θ sem perda de energia. As interações fotonucleares são importantes apenas para energias acima de alguns MeV, e são responsáveis por problemas de proteção radiológica através da produção (n) de neutrões. A importância do efeito Compton, do efeito fotoelétrico, e da produção de pares, depende da energia do fóton e do número atômico Z . Estes processos levam a uma transferência de energia total ou parcial para a matéria. A diferença entre fótons e partículas carregadas é que raios x e os raios gama são muito mais penetrantes na matéria, e a outra diferença é que o feixe de fótons não é degradado em energia conforme atravessa a matéria. A atenuação sofrida por um feixe de fótons decai exponencial com respeito à espessura: $I=I_0 \exp(-\mu x)$, onde I_0 é intensidade do feixe incidente; x a espessura do absorvedor; μ o coeficiente de absorção. [47]

✓ Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre com a interação de um fóton com um electrão orbital, transferindo toda a sua energia para o electrão. Uma parte desta energia é carregada pelo electrão em forma de energia cinética, o fóton desaparece e o átomo ionizado gera radiação secundária. A energia fotoeletrão (E_e) é dada pela expressão: $E_e = h\nu - E_b$. E_b é a energia de ligação do electrão e $h\nu$ é a energia do fóton. O

fotão tem uma energia acima de algumas dezenas de keV, o fotoelétrão leva consigo a maior parte da energia do fotão. Os fotões são partículas minúsculas que possuem energia e são mediadoras do efeito fotoelétrico. A energia do fotão é calculada pela seguinte fórmula:

$$E = h \cdot f.$$

E: energia do fotão

h: constante de proporcionalidade (Constante de Planck: $6,63 \cdot 10^{-34}$ J.s)

f: frequência do fotão

No Sistema Internacional (SI), a energia do fotão é calculada em Joule (J) e a frequência em Hertz (Hz). Na figura abaixo mostra o efeito fotoelétrico de um átomo livre.

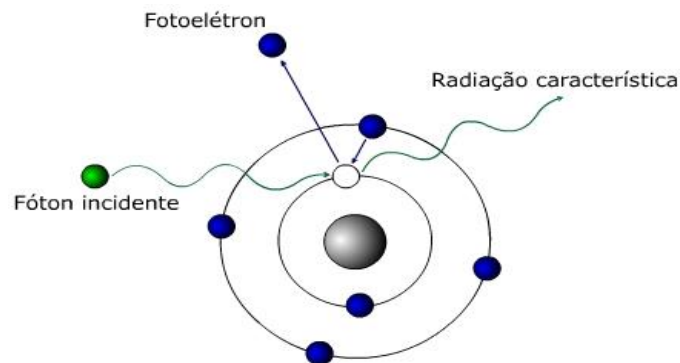


Fig. 20 - Efeito fotoelétrico em um átomo livre ^[48;49]

Fonte: <http://efeitofotoeletricoecompton.webnode.com>

O efeito fotoelétrico foi descoberto no final do século XIX pelo físico alemão Heinrich Hertz (1857-1894), e no início do século XX, o cientista Albert Einstein, estudou melhor esse efeito contribuindo para sua modernização, tentando explicar que aumentando a intensidade de radiação provocava o efeito fotoelétrico, e que não aumentava a velocidade dos fotoelétrões, mas sim número dos fotoelétrões. Para se aumentar a velocidade dos fotoelétrões, é necessário excitar a placa com radiações e frequências mais altas e, e fazendo com que as energias fossem mais elevadas. Em 1921 o cientista alemão “Albert Einstein” recebeu o prêmio Nobel da física. [48;49]

✓ Efeito Compton

Relacionado com o efeito fotoelétrico está o efeito de Compton. Ele ocorre no momento que diminui a energia de um fotão (de raios x) quando este interage com a matéria. O efeito provoca um aumento do comprimento da onda. [50]

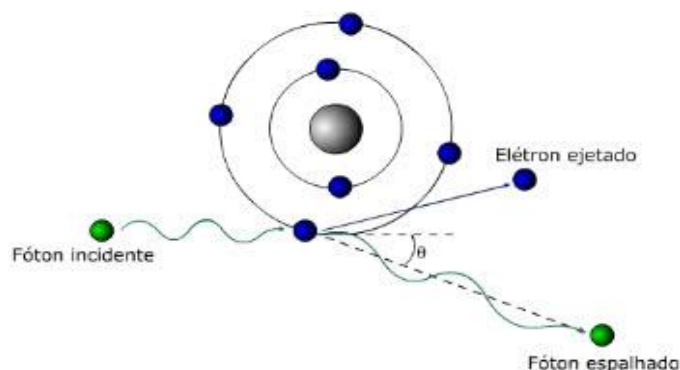


Fig 21: Efeito de Compton ^[48;49]

Fonte: <http://efeitofotoeletricoecompton.com>

Algumas das técnicas usadas na radiologia, baseiam – se na diferença da atenuação entre os tecidos biológicos. Conhecer as características de atenuação dos tecidos permite conhecer os parâmetros importantes da qualidade de imagem, assim como o contraste da dose. Para o controlo de qualidade de equipamentos de radiologia usam – se materiais equivalentes, que reproduzam as características de atenuação do tecido, e são construídos de forma a apresentarem densidades e composição similares aos tecidos.

O raio x para diagnóstico, produz interações de ionização com os eletrões das camadas internas dos átomos. Nestas interações o fóton não se dispersa, é absorvido totalmente pelo átomo retirando – lhe um eletrão, chamando de “efeito fotoelétrico”, e o eletrão é eliminado do átomo chamando – se fotoeletrão, abandonando – o de seguida, e com uma energia cinética igual á diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do átomo. Nas mamas, as diferenças de composição e densidade entre os tecidos adiposos e glandular são suficientes para que ocorra diferentes absorções e dispersões de fótons de raio x quando a sua energia é adequada.

As baixas energias de raios x fornecem uma melhor atenuação diferenciada entre os tecidos, no entanto, a alta absorção resulta numa dose elevada no tecido e num longo tempo de exposição. Detetar microcalcificações minimizando a dose e aumentando o contraste impõe exigências extremas nos equipamentos mamográficos e detetores. [51]

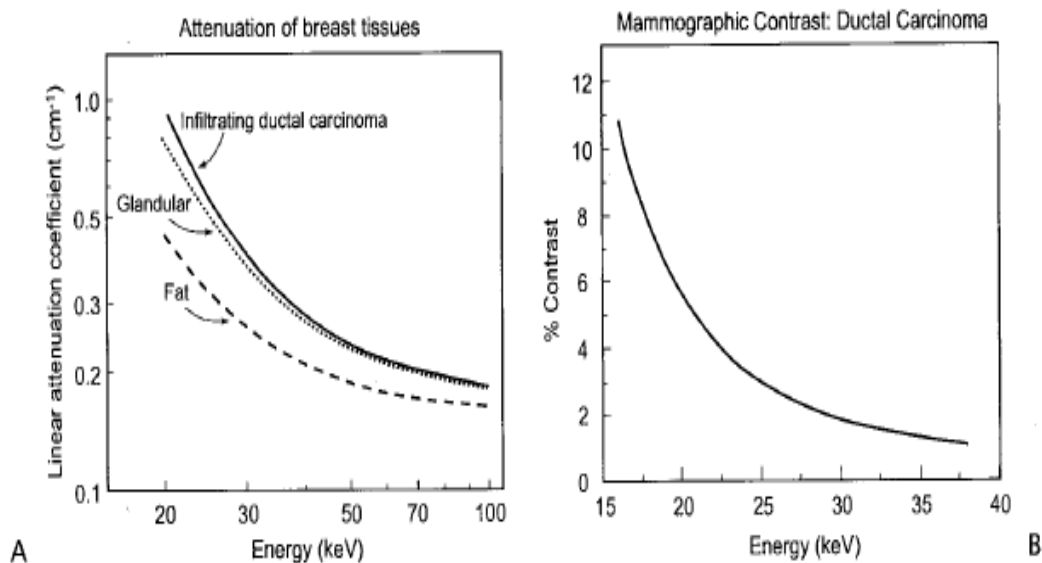


Fig. 22 - A: Atenuação dos tecidos mamários em função da energia.
B: Decréscimo do contraste percentual com a energia do feixe
 Fonte: LAW et al (1994)

Capítulo 6 – Níveis de referência em Diagnóstico (NRD's)

6- Níveis de referência de diagnóstico (NRD'S)

É exigido nas mamografias, padrões de qualidade para imagens, e isto implica que os processos de otimização sejam bastantes rigorosos, de forma a reduzir as doses de radiações usadas, mas nunca prejudicando a qualidade de imagem para a prática clínica.

Considerando as radiações como fatores de grande importância, e como uma necessidade para redução de riscos inerentes a saúde, várias organizações internacionais debruçam – se sobre esta temática no sentido de se padronizar os exames clínicos tais como mamografias e otimização das doses de radiação.

A Comissão Europeia (EC), estabeleceu um valor de referência para o Kerma no ar ao nível da superfície de entrada (ESAK) de 10mGy, para a média de 10 medições feitas numa amostra de pacientes com espessura da mama entre 4 e 6 cm. (“European Guidelines on Quality Criterion for diagnostic radiographic images, em EUR 16260 EN, Luxemburgo: CEC, 1996”). [6]

Em aplicações clínicas as doses de radiação em mamografias podem ser referenciadas através do valor do índice de doses de entrada á superfície (ESD), ou pela dose média glandular (AGD), que apresenta uma gama de valores, dependendo de factores como: a espessura da mama, idade, raça, e condição do paciente: pré ou pós-menopausa. [52]

Em Portugal foram avaliadas as doses de radiação em mamografias, em relação a Kerma no ar na superfície de entrada (ESAK), e a dose média glandular em mamógrafos digitais em hospitais públicos e clínicas privadas. Neste estudo” P. Carvoeira et al.”, conclui que os níveis de referência de diagnóstico em mamografias, foram obtidos em relação aos valores da ESAK e ADG, em pacientes submetidos á mamografia digital de fabricantes diferentes e classes distintas em projeção crânio caudal e que a espessura da mama típica encontrava -se no intervalo entre 45,50, 60 mm, com uma composição de 50% de tecido glandular e tecido adiposo. A análise desta amostra demonstrou uma grande variação a nível de doses, e como exemplo AGD variou no intervalo de 0,49 a 2,80 mGy, para uma qualidade de imagem comparável. Os níveis de referência em diagnóstico (NRD's) foram obtidos a partir do terceiro quartil (percentil 75) da distribuição geral de equipamentos foram de 9,63 mGY para EASK e de 1,93 mGY, para AGD. [12]

Os NRD's obtido para ESAK e que foi proposto para um valor de referência nacional, “P. carvoeira et al.”, concluiu que coincide com o recomendado pelas diretrizes Europeias, e que se encontrava ligeiramente abaixo. Em relação à AGD, os NRD's estimados estavam ligeiramente abaixo dos valores definidos como alcançáveis pelo Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia. Os resultados mostraram que os NRD's simulados a partir de fantasmas apresentaram substancialmente valores documentados e correspondentes a espessuras próximas de mama da população de outros países com programas de controlo de qualidade ativos. Estas observações concluíram que os NRD's encontrados são satisfatórios e revelaram alguma atenção e uniformidade entre as Instituições em Portugal e nos restantes países no sentido de minimizar os níveis de dose administrados e consequentemente otimizar o processo de proteção do paciente quando sujeito a exposições à radiação para os exames de mamografias. [12]

6.1 – Grandezas Dosimétricas

Existe uma preocupação em avaliar a qualidade dos mamógrafos a fim de reduzir a radiação durante os exames, e o desempenho específico destes equipamentos. A dosimetria da mama é importante no controlo da qualidade dos equipamentos, é um elemento essencial na otimização destes processos.

A Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação” Internacional Commission on Radiation Units Measurements (ICRU), recomenda o uso das doses médias para os tecidos glandulares, para dosimetria em mamografia. [53]

As unidades de medida da radiação são definidas, a partir de efeitos físicos e físico químicos que se produzem nos meios expostos a radiação, a dose absorvida é expressa em Gy. A energia absorvida num determinado material por unidade de massa é a dose absorvida da radiação. A quantidade de radiação que deposita uma energia de um joule, por cada quilograma de massa do material, é calculada através da expressão $D = dE/dm$, sendo que dE o valor da energia depositada no elemento de massa dm, SI é o $J/kg = 1 \text{ gray} = 1Gy$. [54]

Nos protocolos da Commission of the European Communities (CEC), e da Internacional Atomic Energy Agency (IAEA), estes factores são baseados em cálculos de Monte Carlo de Dance, e estão disponíveis para espectros de raio x de diferentes combinações ânodo e filtro. [55;56;57;]

Para avaliação da dose glandular, existem três indicadores de risco mais utilizados na comparação dos sistemas: Kerma no ar de superfície de entrada, (**ESAK**), Dose de Superfície de Entrada e a Dose Glandular Média (**AGD**), considera – se o melhor indicador de risco carcinogênese nas mamas. [58]

6.2- Kerma no ar na superfície de entrada (ESAK)

As recomendações físicas e técnicas estabelecem padrões para o controlo de qualidade do equipamento de mamografia e seu funcionamento. É importante manter o controlo da qualidade, para garantir as imagens visíveis contendo informações detalhadas, para detetar tumores ou outras irregularidades. Todos os equipamentos para realização de mamografia, tais como raio x, recetores de imagem, processadores de película, e materiais para controlo de qualidade, devem ser testados antes da utilização. O Kerma no ar na superfície de entrada é uma grandeza física recomendada pela União Europeia para otimização das doses de exposições durante os exames de mamografias aos pacientes. Para medição da dose á entrada da pele é necessário a utilização de um sensor semiconductor ou a camara de ionização. É uma grandeza extremamente importante para fins de proteção radiológica. O valor máximo da grandeza do Kerma do ar na superfície de entrada, medida no paciente depois ter sido submetido a um procedimento é tão importante como a taxa do Kerma no ar. Este conceito foi definido como a forma de estimar a dose que o paciente receberia na pele se o feixe de raios x se movimentasse e irradiasse sempre na mesma área da pele. O detetor semiconductor permite medir em simultâneo a dose, taxa de dose, KVp, frequência de pulso, dose/pulso e forma de onda. Os valores KVp e ESAK medidos são corrigidos automaticamente, utilizando a compensação ativa para fornecer um valor. A transferência de energia de um feixe de fotões para um meio é um processo que decorre em duas fases: uma envolve as interações dos fotões com átomos do meio produzindo eletrões

secundários e a segunda envolve a transferência de energia cinética dos elétrons para o meio através de várias excitações e ionizações dos átomos. [33]

6.3 – Dose Glandular Média (AGD)

A (AGD) é a dose média absorvida no tecido glandular numa mama uniforme comprimida. Os valores da (AGD) dependem de alguns factores como a qualidade do feixe incidente (HLV), a espessura da mama e a composição. Durante os exames de mamografia, é importante a utilização de fótons de baixa energia, uma vez que a radiação é fortemente absorvida pela mama, aumentando a AGD. As mamas fibroglandulares (mamas com a mesma densidade e diferentes espessuras) precisam de doses diferentes. Com a mesma energia dos fótons e mesma composição tecidual, a AGD aumenta com a espessura da mama. [59]

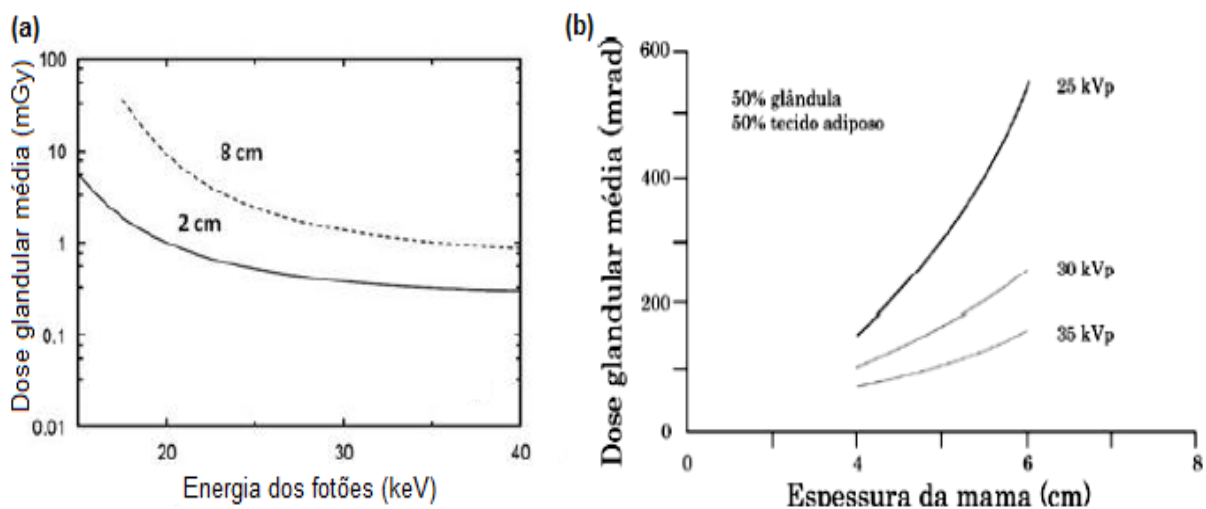


Fig.23 – A: Variação da dose glandular média em função da energia dos fótons^[59]
B: Variação da dose glandular média em relação a diferentes espessuras da mama

O valor da dose média glandular, é calculada através de grandezas dosimétricas á superfície da mama, com factores simulados em Monte Carlo. Para o cálculo da dose média glandular para uma determinada espessura, composição da mama equivalente á espessura PMMA, utiliza -se a expressão $AGD = ESAK.g.c.s.$, sendo a ESAK com ausência de dispersão na superfície de entrada da mama. No modelo proposto por “Dance, 1990”, (Dance, DR, et al, 2000), a dose média glandular é segmentada nos factores g, c e s, que são utilizados para descrever a dependência de forma separada, em função da espessura de mama (HVL), composição da mama e combinação/filtro. Este método é recomendado pelo protocolo Europeu de dosimetria (VAN ENGEN, et. Al, 2006). O protocolo europeu estabelece que os níveis de DGM em mamografia digital não podem ser maiores do que os estabelecidos em mamografia convencional. Estes valores são representados nas tabelas abaixo. [6;57]

Tabela 7: Valor de HVL típicos para diferentes voltagens do tubo e combinações ânodo ^[13] filtro (Os valores incluem o efeito da atenuação da unidade de compressão)

| Valores de HVL (mm Al) | | | | | | |
|------------------------|-------------|--------------|------------|------------|---------------------------|--|
| KV | Mo + 30µmMo | Mo + 25µm Rh | Rh+25µm Rh | W + 50µmRh | W+0,45µm Al ²² | |
| 25 | 0,33±0,02 | 0,40±0,02 | 0,38 ±0,02 | 0,52±0,03 | 0,31±0,03 | |
| 28 | 0,36±0,02 | 0,42±0,02 | 0,43±0,02 | 0,54±0,03 | 0,37±0,03 | |
| 31 | 0,39±0,02 | 0,44±0,02 | 0,48±0,02 | 0,56±0,03 | 0,42±0,03 | |
| 34 | | 0,47±0,02 | | 0,59±0,03 | 0,47±0,03 | |
| 37 | | 0,50±0,02 | | | 0,51±0,03 | |

Tabela 8- Fator s para os espectros de raios x clínicos utilizados ^[13]

| Espectro | 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 9 - Fatores c para mamas simuladas com PMMA ^[13]

| Espessura PMMA(mm) | Espessura equivalente da mama (mm) | Glandularidade equivalente da mama | c- Fatores HVL (mm Al) | | | | | | |
|--------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | | | 0,30 | 0,35 | 0,40 | 0,45 | 0,50 | 0,55 | 0,60 |
| 20 | 21 | 97 | 0,889 | 0,895 | 0,903 | 0,908 | 0,912 | 0,917 | 0,921 |
| 30 | 32 | 67 | 0,940 | 0,943 | 0,945 | 0,946 | 0,949 | 0,952 | 0,953 |
| 40 | 45 | 41 | 1,043 | 1,041 | 1,040 | 1,039 | 1,037 | 1,035 | 1,034 |
| 45 | 53 | 29 | 1,109 | 1,105 | 1,102 | 1,099 | 1,096 | 1,091 | 1,088 |
| 50 | 60 | 20 | 1,164 | 1,160 | 1,151 | 1,150 | 1,144 | 1,139 | 1,134 |
| 60 | 75 | 9 | 1,254 | 1,245 | 1,235 | 1,231 | 1,225 | 1,217 | 1,207 |
| 70 | 90 | 4 | 1,299 | 1,292 | 1,282 | 1,275 | 1,270 | 1,260 | 1,249 |
| 80 | 103 | 3 | 1,307 | 1,299 | 1,292 | 1,287 | 1,283 | 1,273 | 1,262 |

Tabela 10 - Fatores g para uma mama simulada com PMMA ^[13]

| Espessura PMMA(mm) | Espessura equivalente da mama (mm) | Glandularidade equivalente da mama | | | | | | | |
|--------------------|------------------------------------|------------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | | 0,25 | 0,30 | 0,35 | 0,40 | 0,45 | 0,50 | 0,55 | 0,60 |
| 20 | 21 | 0,329 | 0,378 | 0,421 | 0,460 | 0,496 | 0,529 | 0,559 | 0,585 |
| 30 | 32 | 0,222 | 0,261 | 0,294 | 0,326 | 0,357 | 0,388 | 0,419 | 0,448 |
| 40 | 45 | 0,155 | 0,183 | 0,208 | 0,232 | 0,258 | 0,285 | 0,311 | 0,339 |
| 45 | 53 | 0,130 | 0,155 | 0,177 | 0,198 | 0,220 | 0,245 | 0,272 | 0,295 |
| 50 | 60 | 0,112 | 0,135 | 0,154 | 0,172 | 0,192 | 0,214 | 0,236 | 0,261 |
| 60 | 75 | 0,088 | 0,106 | 0,121 | 0,136 | 0,152 | 0,166 | 0,189 | 0,210 |
| 70 | 90 | | 0,086 | 0,098 | 0,111 | 0,123 | 0,136 | 0,154 | 0,172 |
| 80 | 103 | | 0,074 | 0,085 | 0,096 | 0,106 | 0,117 | 0,133 | 0,149 |

6.4 - Dose na superfície de entrada (ESA)

O Decreto-Lei nº 180/2002 de 08-08-2002, estabelece as regras relativas da saúde das pessoas contra os perigos de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas e transpõe para o ordenamento jurídico interno a Diretiva nº 97/43 / EURATOM, do Conselho de 30 de junho. [9;60]

O valor da (ESA), obtém – se a partir da grandeza ESAK, multiplicando pelo fator retrodifusão adequado, e expressa – se em unidade de mGY.

Dose superficial à entrada (ESD) é a dose absorvida no ar, incluindo a contribuição da retrodifusão, medida num ponto da superfície de entrada dum determinado objeto, por exemplo, a mama de uma paciente ou um “fantoma” padrão. [61]

Emissão de radiação - a Kerma no ar livre (sem retrodifusão) por unidade de carga da ampola, a determinada distância do foco da ampola de raios X, e para determinados factores de exposição radiográfica.

Capítulo 7 – Qualidade de Imagem em Mamografias

7 - Qualidade de Imagem

Sendo a mamografia uma técnica radiológica que desempenha um papel fundamental na detecção e no diagnóstico clínico, requer detalhes e pormenores para a detecção das lesões, é necessário que haja um controlo de todos os aspetos relacionados com a aquisição, para não alterar os resultados obtidos no diagnóstico. Para obtenção de imagem com qualidade em mamografia, existem alguns fatores que interferem tais como: [62]

O **molibdénio** tem a vantagens de produzir fótons com energia mais baixas, e é comum ser utilizado para mamas com menor densidade. Com ródio é possível obter radiações através da energia, com kilovoltagem ligeiramente superior ao molibdénio, e é utilizado para mamas mais densas. Em mamografia utilizam – se focos finos com 0,3 mm e focos ultrafinos com 0,1 mm, atendendo que o tamanho do ponto focal, influencia a definição obtida na imagem.

Distância Foco Filme (DFf), permite uma maior nitidez da imagem, em mamas grandes, no entanto ao aumentar a distância a intensidade do feixe necessita de ser aumentada, para o detetor receber quantidades de radiação suficiente, na maioria dos equipamentos a DFf é de 60 cm.

Compressor é um dispositivo essencial na realização de uma mamografia:

- ✓ Reduz a espessura da anatomia em estudo e permite a utilização de doses radiação mais baixa, e reduz os artefactos de movimento que levam a perda de definição.
- ✓ Ao comprimir as mamas evita a sobreposição de estruturas, permitindo que as imagens sejam facilmente analisadas, e ao aproximar as mamas ao detetor de imagem diminui deformações e melhora a resolução.
- ✓ Uniformiza a espessura da mama, e obtêm – se imagens mais homogéneas.

A **presença do colimador é essencial** para manter a qualidade da imagem, uma vez que colimam o feixe de radiação principal e diminuem a radiação dispersa.

Grelhas anti difusora, é um dispositivo comum na radiologia convencional, a grelha serve para diminuir a radiação dispersa. São compostas por barras de chumbo iguais, alternadas por barras radiotransparentes ou de carbono. São eficazes na redução da radiação dispersa, mas por existir uma barreira a mais para ser atravessada acarreta um aumento da radiação. [62]

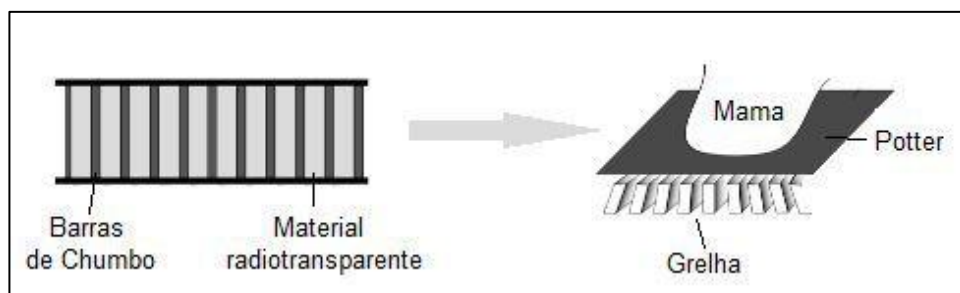


Fig. 24- Grelha Anti Difusora, e posição da mama sobre a grelha [62]

Fonte: Equipamentos Siemens Mammomat

Atualmente os Mamógrafos, oferecem um dispositivo de controlo automático de exposição. Tem a função de controlar os valores (mAs), e encerrar a emissão de radiação x quando o sensor de radiação deteta a exposição adequada, permite compensar as variações de densidade do tecido mamário. Se forem selecionados os parâmetros técnicos de exposição, a partir de uma pré – exposição realizada antes da aquisição que analisa as densidades de forma a otimizar os parâmetros. Existem algumas consequências significativas na qualidade de imagem e redução da dose de radiação, uma vez que diminui a repetição de imagens devido as más escolhas de parâmetros técnicos.

Para a qualidade de imagem foi definida pela OMS, um conjunto de ações sistemáticas e planeadas necessárias para assegurar a confiança suficiente no desempenho satisfatório do serviço de uma estrutura, sistema ou componente (ISO 6215-1980). O desempenho satisfatório do serviço implica uma qualidade ótima de todo o processo de diagnóstico, ou seja, a produção consistente em informar o diagnóstico adequado, com um mínimo de exposição tanto dos pacientes como do pessoal.

As técnicas de imagiologia tiveram uma grande evolução, mas existem alguns factores, que contribuem para aquisição de imagens com níveis de visibilidade de contraste de detalhes menor do que os desejados. [63]

O aperfeiçoamento e a melhoria de imagem, consistem num conjunto de técnicas, que visam melhorar a aparência da imagem, ou converter numa imagem adequada para análise humana ou computacional. A imagem é muito importante para os radiologistas, ajudam compreender melhor o diagnóstico. O ruído, o contraste, a nitidez, contribuem para melhorar a imagem. [44]

7.1 - Contraste da imagem em radiologia

O conteúdo de informação de uma imagem pode ser melhor definido em termos de apenas contrastes e detalhes visíveis. O contraste de imagem em radiologia está relacionado com o brilho ou o escurecimento da imagem. Podemos definir o contraste da imagem como a diferença fracional em uma grandeza mensurável entre duas regiões de uma imagem. Na figura a seguir verificamos como o contraste varia dependendo da relação entre as densidades óptica do objeto e da vizinhança. [6;64]

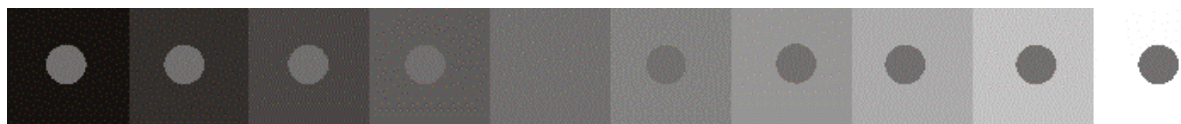


Fig.25 - Variação de contraste de um objeto circular com mesma densidade óptica (tom de cinza)^[64]

As diferenças entre os tons de cinza são utilizadas como informação na imagem médica, e servem para distinguir os diferentes tipos de tecidos, analisar as relações anatómicas e a quantificar as funções fisiológicas. [64]

Em radiologia o contraste é dividido em contraste radiológico e contraste do detetor. No contraste radiológico a região anatómica a ser irradiada depende das suas características físicas, das diferenças de atenuação dos fótons de raio x entre cada parte da vizinhança. Ao seleccionar uma tensão (kVp) no equipamento de raios x e a filtração total do feixe (espectro de raios x) que passa pelo paciente, haverá uma determinada atenuação, caracterizada pelo coeficiente de atenuação daquela parte irradiada, que fornece a quantidade de fótons que são absorvidos pelo material e que influenciarão a imagem a ser formada. Os valores dos coeficientes de atenuação em geral diminuem com o aumento da energia do fóton incidente.

O contraste do detetor está associado á habilidade do recetor de imagem converter o sinal que incide sobre ele em imagem, e depende das suas propriedades químicas, físicas, espessura entre outras.

Na mamografia digital, a qualidade da imagem é expressa em função do limiar de contraste de visibilidade usando as configurações de exposição clínica, com uma espessura padrão de mama simulada. No protocolo Europeu, o CNR é a medida ideal para quantificar a qualidade de imagem em espessuras e não a espessura padrão. O CNR não deve ser igual em toda a gama de espessuras de mama. De acordo com as recomendações deste protocolo estabeleceu-se que os parâmetros de análise da qualidade da imagem para os equipamentos CR e DDR são o limiar de contraste de visibilidade e o CNR, e que ambos são determinados pelo funcionamento do AEC. De acordo com alguns estudos a resolução espacial em mamografia digital fornece pouca informação sobre a qualidade dos sistemas, uma vez que os detetores digitais são constituídos por um conjunto de detetores (pixéis). [65]

As características dos feixes de fótons, aplicado aos pacientes fazem com que seja rapidamente absorvido pelas primeiras camadas das mamas. Os exames das mamas implicam normalmente aplicação da radiação em duas incidências crânio - caudal e lateral - caudal oblíquo, e levando em conta que a dose absorvida pelo tecido glandular de 1,2 mGY por incidência, chega-se a atingir a um valor de 2,4 mGY num exame de mamografia, o que não é recomendado.

Atualmente a segurança da radiação é baseada em que a dose de radiação e seus efeitos biológicos sobre os tecidos vivos são modelados por uma relação conhecida como “hipótese linear”. A afirmação é que cada dose de radiação de qualquer magnitude pode produzir algum efeito prejudicial que pode se manifestar como um risco aumentado de mutações genéticas e cancro. O principio ALARA é usado para orientar todas as etapas do uso médico de radiação, os projetos de instalações dos equipamentos de irradiação e os procedimentos de proteção.[66;67]

7.2- Propriedades de atenuação de tecidos mamários

A maior parte das técnicas radiográficas, baseiam – se na diferença de atenuação entre os tecidos biológicos. A determinação experimental das propriedades de atenuação de diferentes tecidos humanos, e principalmente dos tecidos mamários é fundamental para a quantificação do contraste e da dose de radiação das técnicas radiológicas, assim como o da mamografia.

Na prática para se fazer o controlo de qualidade de equipamentos de radiodiagnóstico são usados materiais equivalentes, que reproduzem características de atenuação do tecido de forma a apresentarem densidades e composição similar aos tecidos humanos. Na produção de uma imagem radiográfica, os raios x, interagem com os tecidos do corpo humano para formar a imagem latente. O coeficiente de atenuação é definido como quantidade de fótons que interage por espessura do tecido da mama. Como os tecidos da mama possuem densidades e coeficientes de atenuação linear semelhante, um baixo contraste é gerado pela interação da radiação na produção das imagens radiográficas. O tecido glandular e o conjuntivo são mais semelhantes em densidades, por esta razão não existem diferenças significativas entre as imagens. A maior diferença é encontrada no tecido adiposo, é menos denso comparando com os outros, fornecendo desta maneira algumas diferenças de densidade ótica na imagem radiográfica. A tabela a seguir mostra os valores de densidade das estruturas da mama, tecido adiposo e glandular. Os tecidos têm densidades semelhantes, sendo que o tecido adiposo é menos denso que todas as estruturas. [68]

Tabela 11: Valores da densidade e do coeficiente de atenuação referentes ao tecido da mama [58]

| Tipo de tecido | Densidade (g/cm ³) | Coefficiente de atenuação linear em 20 keV (cm ⁻¹) |
|----------------|--------------------------------|--|
| Adiposo | 0,95 | 0,45 |
| Glandular | 1,02 | 0,80 |
| Carcinoma | 1,045 | 0,85 |
| Calcificação | 2,20 | 12,50 |

Fonte: DANCE, SKINNER, CARLSSON (1999) GABBAY (1994)

As alterações de interesse para o diagnóstico clínico, que se podem encontrar nas mamas são: calcificações, nódulos, assimetria em tecidos mamários, e distorção estrutural. Em relação a análise das alterações, os carcinomas da mama, apresentam um coeficiente de atenuação e densidades semelhantes ao tecido glandular, ao passo que as microcalcificações apresentam coeficientes de atenuação e densidades distintas, podem apresentar tamanhos como 0.3 mm e 1mm, dificultando a visualização das imagens. No gráfico mostra que existe uma diferença entre os coeficientes de atenuação lineares do carcinoma e dos tecidos glandulares, quando se utiliza um feixe de raio x de baixa energia, para produção da imagem. A partir dos 35 KeV, as curvas sobrepõem-se, não sendo possível visualizar as imagens radiográficas. [68]

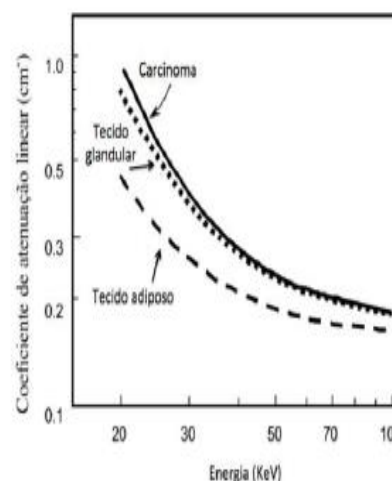


Fig. 26 – Variação do coeficiente de atenuação lineares do carcinoma e dos tecidos glandulares.[68]

A posição do paciente, a geometria da imagem e os fatores de exposição da mama, são aspetos importantes, que devem ser considerados no estudo da mamografia, para se obter uma imagem qualidade. É difícil obter imagens da mama porque os coeficientes de atenuação linear dos tecidos são próximos (estruturas com números atômicos ou densidades entre si) em relação aos sinais patológicos. [69]

Na figura a seguir, estão representados os coeficientes de atenuação linear para os tecidos gordos, fibrosos e tumores. Eles estão representados por cores: o amarelo (representa o tecido gorduroso), o verde (tecido fibroso), e o vermelho (tumores). Cada marcador mostra a volta uma caixa com duas linhas exteriores. A caixa representa a média de 50% dos dados da amostra, e a linha dentro da caixa representa a mediana de toda a amostra. Os dados remanescentes (50%) da amostra estão contidos entre a caixa e as barras, a parte superior e as linhas inferiores mostram os valores mais altos e mais baixos da amostra. [70]

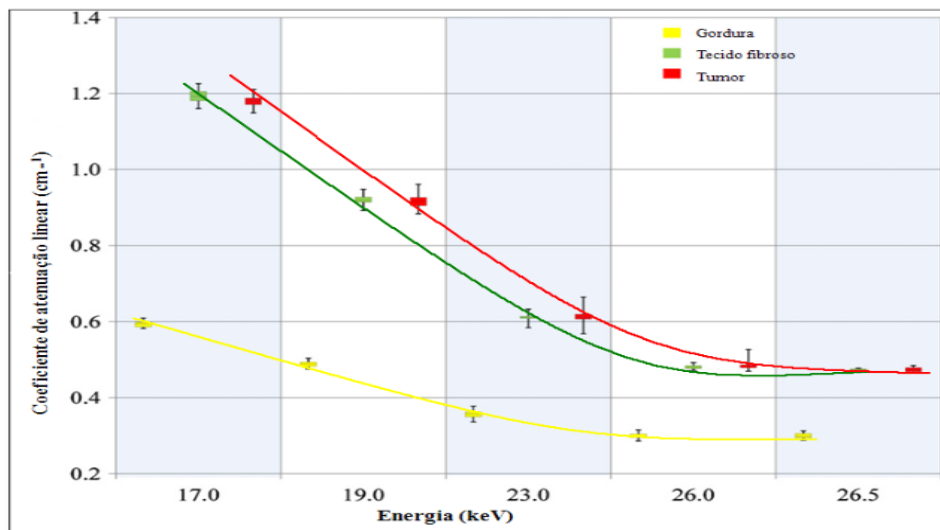


Fig. 27 - Coeficiente de atenuação linear para os tecidos gordurosos, fibrosos e tumores
 Fonte: Modificado de CHEN et al.,2010

7.3 – Contraste de Imagem (CNR)

Em relação a mamografia convencional as condições para o seu melhor desempenho, podem ser avaliadas através da medição dos seguintes parâmetros: resolução espacial, visibilidade de contrastes, limiar de contraste de visibilidade e tempo de exposição. Em mamografia digital, a qualidade da imagem é expressa em termos do limiar de contraste de visibilidade usando as configurações de exposição clínica, com uma espessura padrão de mama simulada. Nos sistemas digitais, o contraste da imagem é afetado pelo ruído que depende da dose de radiação na mama. As imagens das lesões detetadas podem ser melhoradas, aumentando o valor da dose, e fixando qualidade do feixe do raio x. O parâmetro que descreve a capacidade de detetar é a razão contraste ruído. O contraste radiológico é definido como a diferença na influência de fótons do feixe de raio x, transmitida no objeto de interesse, e no qual está imerso. [71;72]

O CNR é o parâmetro indicado para avaliar a qualidade da imagem em mamografia digital. [73]

Para avaliar a capacidade de um processo de imagiologia para gerar contraste na imagem clínica para diagnóstico, deve – se ter em conta o ruído da imagem. O ruído de uma imagem radiográfica pode ser definido como a quantidade de informação, que não é útil ao diagnóstico. Os sistemas mais rápidos são mais eficientes em absorver os fótons de raios x e transformar em determinada densidade óptica. Nos sistemas mais lentos, uma quantidade menor de fótons é utilizada para formar a imagem o que permite uma flutuação na imagem, tornando- a com mais ruído. O ruído quântico é causado pela variação aleatória de fótons de raios X absorvidos pelo recetor de imagem. O ruído estrutural é devido as flutuações na sensibilidade do detetor. No caso do filme, este ruído é provocado pelo grão e pela estrutura do filme e, conseqüentemente, é difícil de remover. Nos detetores digitais o ruído estrutural é originado principalmente na falta de homogeneidade no ganho ou na sensibilidade dos detetores elementares distintos presentes na matriz ativa.

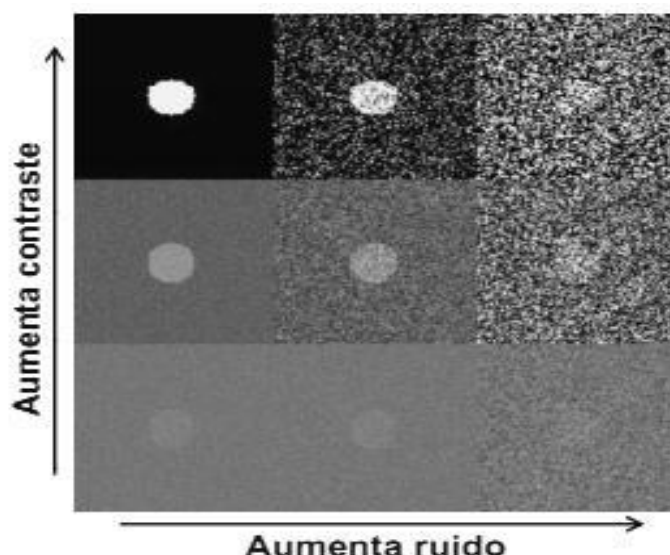


Fig.28 – Atenuação da imagem em função do contraste e do ruído

Os filmes usados em mamografia convencional possuem alta resolução espacial, mas essa resolução fica limitada devido ao decréscimo da capacidade em distinguir estruturas com pouca diferença de contraste, cujos coeficientes de absorção dos raios x pouco diferem. Maior limitação ocorre ainda quando se associam problemas decorrentes de condições de exposição e processamento da mamografia convencional. [28;74]

Em consequência disso, têm sido realizadas pesquisas na tentativa de desenvolver recetores de imagens digitais em substituição ao sistema tela filme, atualmente usado em mamografia. [75;76] Uma das perspectivas em relação à mamografia digital de campo total, é que existe expectativa de melhoria na caracterização das lesões, com redução da dose de radiação recebida pelo paciente. Isso é devido ao aumento na eficiência da detecção dos fótons de raios x num sistema de baixo ruído, por consequência a uma resposta linear à intensidade da radiação incidente, à redução do número de repetições de exames por imagens insatisfatórias e à possibilidade de ampliação digital da imagem após a aquisição, sem necessidade de nova exposição da paciente para um complemento de ampliação. [77;78] O detetor digital tem maior extensão dinâmica ("dynamic range") do contraste, o que permite o uso da combinação alvo filtro de ródio em um número maior de imagens sem degradação da qualidade da imagem. Alguns autores relatam que uma redução extra da dose é determinada pela melhor eficiência quântica do detetor digital comparando ao sistema de ecrã filme. [79]

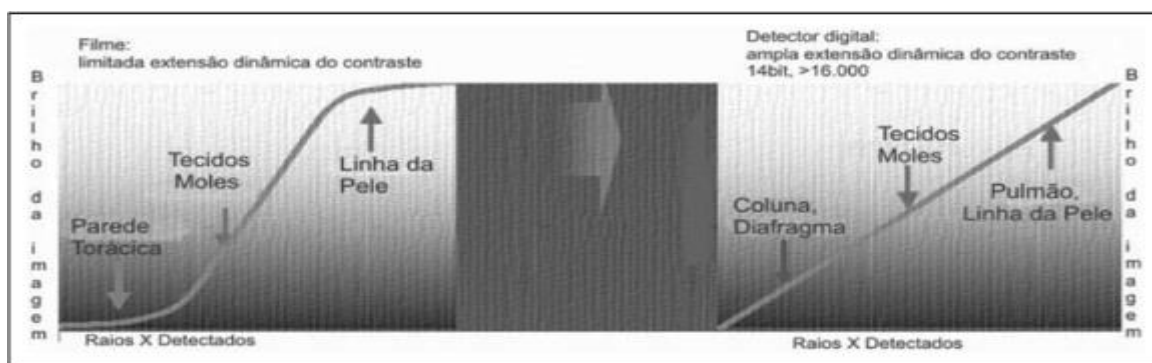


Fig.29-Comparação da extensão dinâmica do contraste do detetor digital e do filme mamógrafo convencional

Fonte: Freitas AG et al [80]

A diferença do sinal nos dados originais, em relação a avaliação do contraste, resulta da definição no protocolo da EUREF, sendo que o CNR é calculado para um objeto de teste específico. Por exemplo 0,2 mm em 45mm do PMMA de acordo com a expressão apresentada. [6;29]

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

O valor médio do pixel (sinal) representa a região da imagem onde se encontra o objeto de teste, e o valor médio do pixel (fundo) representa a estrutura de PMMA envolvente e na qual se encontra inserido o objeto. A qualidade de imagem é avaliada para uma das espessuras da mama, utilizando o valor limiar de contraste de visibilidade medido para a mesma espessura, e é recomendado para que a espessura, seja equivalente a 5 cm de PMMA. Para assegurar a qualidade de imagens para diferentes espessuras o valor limite de CNR está relacionado com o valor limite de CNR de PMMA. [6;81]

$$\text{Limiar de Contraste}_{medido} * CNR_{medido} = \text{Limiar de Contraste}_{limite} * CNR_{limite}$$

O valor de CNR medido na espessura avaliada está relacionado com o limiar de contraste de visibilidade medido para um disco com 0,1 mm e para a mesma espessura de PMMA. Usando a expressão de cima, o valor limite do CNR na espessura padrão pode ser estimado usando o limiar de contraste medido previamente e o valor aceitável de limiar de contraste para o diâmetro do disco de 0,1 mm [6].

Os fatores como a densidade, contraste, detalhe e distorção identificam a qualidade de imagem numa radiografia. A densidade e o contraste são propriedades fotográficas que determinam a visibilidade, o detalhe e a distorção são propriedades geométricas que determinam a forma da imagem. São monitorizados pelo radiologista, podem influenciar no resultado dos exames. Os raios x podem atuar de diversas maneiras, com os átomos do objeto a ser radiografado, e em algumas destas interações os raios x são absorvidos e depositam as suas energias no material que compõe o objeto. Algumas destas interações dão origem as radiações características, e noutros casos os raios x mudam de direção, dando origem a radiação dispersa.

Um dos motivos da degradação do contraste são as radiações dispersas, que alcançam os detetores de imagem. A principal fonte de radiação dispersa é a parte do paciente que se irradia. A quantidade de radiação dispersa normalmente está relacionada com o volume da matéria irradiada, quanto maior for volume maior é a intensidade de radiação dispersa. A preocupação pela dispersão é devida ao efeito indesejado no contraste da imagem. Este tipo de radiação contribui com uma intensidade uniforme em cada ponto do detetor, dando origem a um véu que reduz o contraste. O fator de degradação do contraste é definido como a relação entre o contraste da imagem com e sem radiação dispersa, designada pela letra “R”, onde “D e P”, são os fotões que alcançam o detetor da radiação dispersa.

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

A relação “DP” é influenciada pela energia de fótons, pela espessura e composição da mama e pelo tamanho do campo da exposição.

7.4- Controle automático de exposição (AEC)

O controlo automático de exposição (AEC), tem um papel fundamente na mamografia; compensa as variações na densidade do tecido e na espessura da mama, selecionando os parâmetros para a exposição. Este sistema tem como função controlar os mAs e encerrar a geração dos raios X. O sensor de radiação, que se encontra localizado depois do chassi com o filme deteta a exposição própria. O desempenho do “AEC”, tem consequências para a melhoria da qualidade da imagem e da redução da dose, uma vez que existe uma redução na repetição de imagens devido às escolhas acertadas para os parâmetros. Existem dois tipos de dispositivo de controlo automático:

- ✓ Seleciona-se manualmente a tensão, filtro (Mo, Rh ou Al) e material do ânodo (Mo ou Rh) e o AEC controla os valores mAs.
- ✓ O AEC controla a tensão enquanto os mAs tem uma pré-exposição para ajustar a tensão de aceleração adequada para cada tipo de mama irradiada.

Na figura 28, está representado o diagrama de um sistema de (AEC), que tem a função de regular a exposição total, tendo em conta os KVP utilizados. O cálculo é efectuado através da média do sinal recebido no comparador sem ter em conta as assimetrias das densidades anatómicas, próteses ou quaisquer artefactos que possam prolongar a exposição, ou até atingir o limite de segurança.

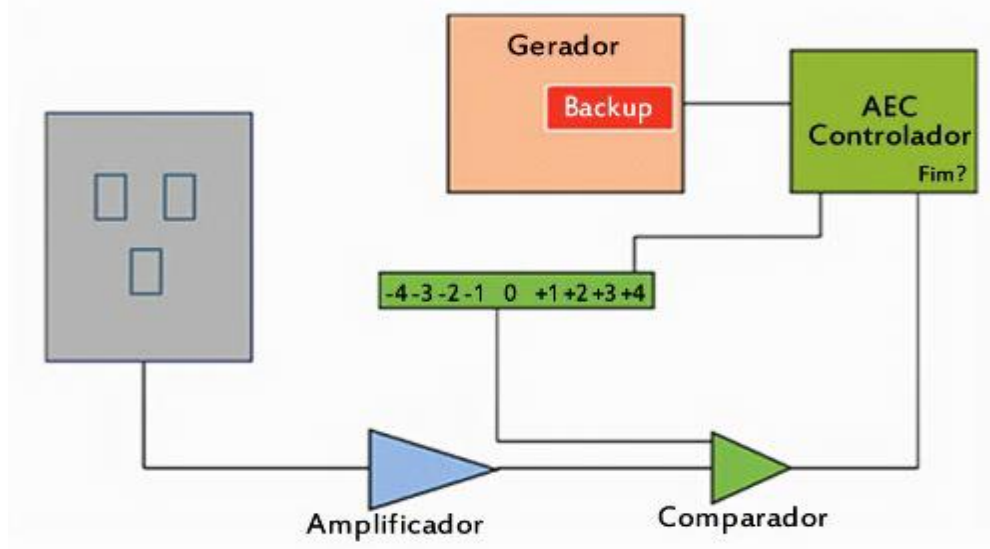


Fig. 30 – Diagrama de um sistema de controlo automático de exposição (AEC)

Fonte: adaptado pela física da imagem médica,2002

Durante o funcionamento do AEC, o tubo de raio x produz o feixe de radiação x, e interage com a mama da paciente. Debaxo do chassi existe um sensor que a partir de uma amostra (pré – exposta) da intensidade dos raios x, passa por um sistema e compara com os parâmetros apropriados para atingir a densidades ótica otimizada na imagem. Os dispositivos que compensam automaticamente a variação do KVp, a anatomia do paciente e a corrente de eletrões, reduzem a exposição da radiação e a rejeição das mamografias. Considerando a anatomia da paciente, deve-se posicionar o sensor de tal forma que esteja posicionado abaixo da região glandular da mama. Este é um dos modelos de equipamento em que o sensor do AEC tem de ser posicionado, para obtenção da imagem.



Fig. 31 -Posicionamento do sensor para aquisição da imagem

Alguns equipamentos contêm um controle de densidade, que pode variar em passos de -5 a + 5, e noutros de - 24 a + 24 em equipamentos da marca Siemens, possibilitando uma espécie de ajuste fino no mAs selecionado automaticamente. Este mecanismo permite aprimorar a densidade na imagem. A variação entre os passos para os projetos de ± 5 deveriam ser de 12 a 15 %, mAs resultando numa variação de 0,13 a 0,17 na densidade ótica no filme. [82]

O método de controlo de exposição automática mais comum actualmente usa os detetores exposimétricos colocadas entre o doente e o detector de imagem. Os detectores de estado sólido utilizam cristais de silício, são os mais sensíveis detectores e são projectados para que qualquer variação na absorção ao longo da sua área seja suficientemente pequena para evitar artefactos na imagem detectada.

Capítulo 8 - Projecto de Elaboração de Software

8 - Projecto de Elaboração de um Software Nacional para os níveis de referência de diagnóstico em Mamografias (NRD's)

Os níveis de referência em diagnóstico, são uma obrigação legal europeia, imposta a todos os países. Em Portugal poderá caber a direção geral de saúde a sua coordenação, neste sentido a nossa proposta de trabalho é um “Projecto de Elaboração para um Software a nível nacional para os níveis de referência de diagnóstico em Mamografias (NRD's).

1. Proteção Radiológica

Os objetivos da proteção contra as radiações são a prevenção ou a diminuição dos seus efeitos somáticos e a redução da deterioração genética dos povos, onde o problema das exposições crónicas adquire importância fundamental. Considera-se que a dose acumulada num período de vários anos seja o fator preponderante, mesmo que as doses intermitentes recebidas durante esse período sejam pequenas. As doses resultantes da radiação natural e dos tratamentos médicos com raios X, não são consideradas nas doses acumuladas. Por esse motivo, recomenda-se aos médicos e dentistas que tenham o máximo cuidado no uso dos raios X e demais radiações ionizantes, para evitar exposições desnecessárias. [83]

Além destas publicações, existem outras editadas por alguns países como, por exemplo, nos Estados Unidos. Assim, qualquer atividade envolvendo radiação ou exposição deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um benefício líquido positivo para a sociedade. [84]

2. Otimização

O princípio básico da proteção radiológica ocupacional estabelece que todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Estudos epidemiológicos e radiobiológicos em baixas doses mostraram que não existe um limiar real de dose para os efeitos estocásticos. Assim, qualquer exposição de um tecido envolve um risco carcinogénico, dependendo da radiosensibilidade desse tecido por unidade de dose equivalente (coeficiente de risco somático). Além disso, qualquer exposição das gónadas pode levar a um detrimento genético nos descendentes do indivíduo exposto. A aplicação desse princípio requer a otimização da proteção radiológica em todas as situações onde possam ser controladas por medidas de proteção, planeamento de equipamentos, operações e sistemas de proteção. [85]

Os esforços envolvidos na proteção e o detrimento da radiação podem ser considerados em termos de custos, desta forma uma otimização em termos quantitativos pode ser realizada com base numa análise custo benefício. Na Figura 30, está representado um esquema de análise de custo benefício, utilizando como parâmetro a dose coletiva.

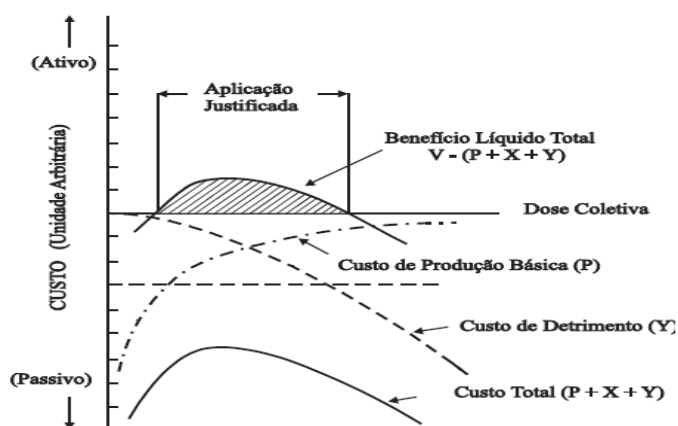


Fig. 32 - Representação esquemática do método de análise custo benefício para a otimização da proteção radiológica ^[85]

A Diretiva 97/43 Euratom do Conselho requer que todos os intervenientes reduzam a exposição desnecessária de radiações aos doentes. Uma forma de reduzir a dose é não realizar exames desnecessários. A dose efetiva de uma exploração radiológica é a soma ponderada das doses administradas a vários tecidos corporais, em que o fator de ponderação de cada tecido depende da radiosensibilidade relativa. [60]

Para se adotar uma ação, quando o valor de uma determinada quantidade ultrapassa determinado valor, utilizam-se níveis de referência. A ação a ser tomada pode variar de uma simples anotação da informação (Nível de Registo), passando por uma investigação sobre as causas e consequências (Nível de Investigação), até chegar a medidas de intervenção (Nível de Intervenção).

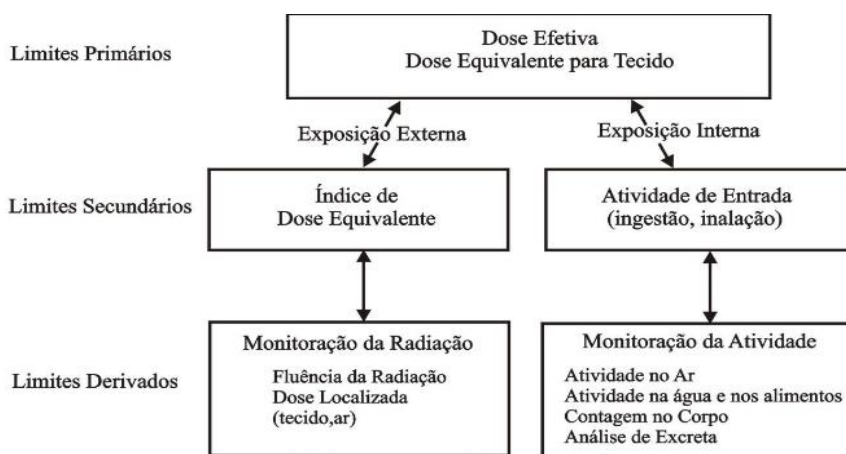


Fig. 33- Grandezas básicas e derivadas utilizadas para a limitação da exposição individual

Em 1996, surgiu o Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia que recomenda um valor de referência de 10 mGy para a ESAK por imagem para a média de 10 medições feitas numa amostra de pacientes com espessuras de mama entre 4 e 6 cm. Como a ESAK resulta da divisão da ESD pelo fator de retrodispersão e como este fator é tipicamente apenas 1,09 para exames na mama, chegou-se à

conclusão que a diferença entre a ESD e a ESAK medidas é insuficiente para garantir diferenças numéricas nos NRD's para as duas grandezas [6]

A ESAK, foi a medida escolhida, considerando a atenuação de 3 espessuras de PMMA (40, 45, 50 mm). Os níveis de referência em diagnóstico (NRD) foram obtidos a partir do terceiro quartil (percentil 75) e da distribuição geral de equipamentos foram de 9,63 mGY para EASK e de 1,93 mGY, para AGD. [11;12;13]

Os estabelecimentos dos NRD's facilitarão as melhores práticas realizadas nos equipamentos, serão úteis na otimização dos equipamentos, no estabelecimento dos NRD's nacionais, e das radiações absorvidas pelos pacientes. Permitem a comparação entre os níveis recomendados pelas diretrizes europeias, as medições feitas de PMMA são entre 4 e 6 cm, o que permite ter uma precisão dos níveis de diagnóstico em mamografia, para diferentes espessuras e mamógrafos analisados quer por CR ou DDR.

Pensamos dar um contributo para padronização dos dados referentes ao nível de diagnóstico em mamografias, uniformizando o registo das doses de radiação ministradas em pacientes, propondo um projecto para uma base de dados que possa utilizar valores de exames de mamografias para detecção do cancro da mama.

8.1 - Ferramentas de Software

Os níveis de referência representam uma ferramenta importante devendo ser aplicados com flexibilidade para permitir que uma exposição mais elevada possa ocorrer, caso seja de julgamento clínico necessário. [69]

As revisões dos procedimentos devem ser consideradas se as doses excederem os valores dos níveis de referência estabelecidos pelos países de forma a assegurar a otimização e proteção do paciente e manter os níveis apropriados de uma boa prática clínica. Em relação a qualidade de imagem a Comissão europeia (CE), estabeleceu critérios de qualidade para o diagnóstico e a importância de detalhes para visualização das imagens. Estabeleceu um valor de referência para a Kerma no ar ao nível da superfície de entrada (ESAK) de 10 mGy [6], para a média de 10 medições feitas numa amostra de pacientes com espessura da mama entre 4 e 6 cm. No entanto, em aplicações clínicas as doses de mamografia podem ser referenciadas através do valor do índice de dose de entrada à superfície (ESD) ou pela dose média glandular (AGD), que apresentam uma gama muito ampla de valores uma vez que depende de fatores tais como a espessura do peito comprimido, idade, raça ou a condição do paciente pré ou pós-menopausa [5;86]. Tendo em conta este valor de referência, foram considerados vários processos de otimização da dose e da qualidade da imagem, no que diz respeito tanto à qualidade do feixe como às técnicas radiográficas utilizadas. [87;88;89)

O valor de referência para (ESD) é de 10 mGy, para 50mm de espessura da mama comprimida. Para determinar a AGD, na maioria dos protocolos de controlo de qualidade de alguns países: DGMP (1996); NCRP (1986); IPSM (1989); SSI (1989); AAPM (1990); NRPA (1991); NCS (1993); SEFM/SERP (1996); GIM (1993); IPSM (1994), a preferência em obter estes valores de AGD foi a partir da EASK, aplicada a um fantoma de referência, e sendo assim os NRD'S encontrados em trabalhos anteriores são comparáveis e previstos no Protocolo Europeu de Dosimetria em Mamografia. [13]

Os NRD's definidos são úteis na medida em que permitem fazer uma comparação direta com os níveis recomendados pelas diretrizes Europeia. As medições foram feitas em espessuras de PMMA equivalentes a espessuras de mama entre os 4 e 6 cm. Esta informação permite precisar os NRD's para as três espessuras de PMMA analisadas (equivalentes a espessuras de mama conhecidas) e estimar os NRD's para os dois tipos de mamógrafos analisados (CR e DDR). No fluxograma a seguir mostra os valores dos NRD's, relativos a estudos feitos por Carvoeiras et al. (2012), e foi definido como NRD's nacional para "ESAK o valor de 9,63 mGy", pelo fato de englobar na amostra mais equipamentos e mais duas espessuras de PMMA superiores a 4 cm, e para "AGD o valor de 1,93 mGy". [12;13]

8. 2 - Fluxograma dos NRD's em função do tamanho de PMMA

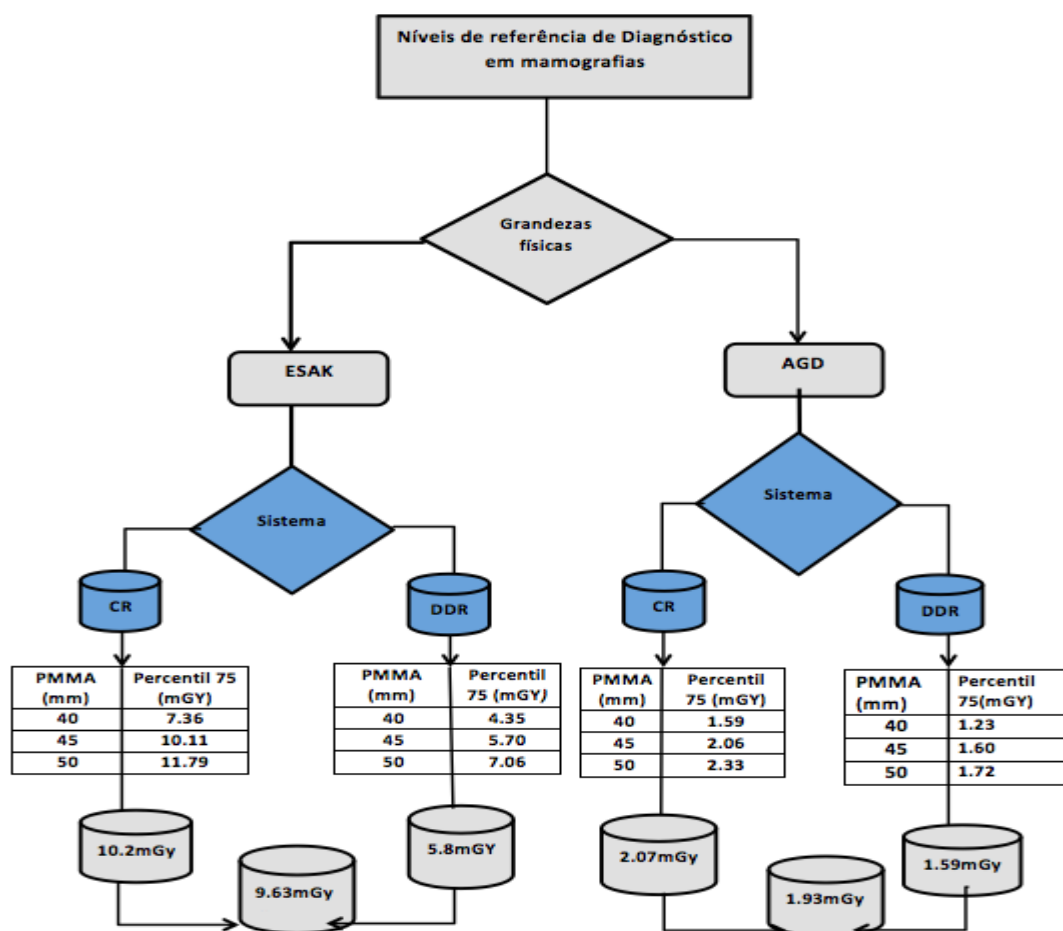


Fig. 34- NRD's, relativos à amostra útil do estudo, das quantidades dosimétricas ESAK e AGD obtidos de acordo com características de exame diferentes (espessura comprimida e classe do equipamento).

8.3 - Comparação dos limites aceitáveis e alcançados para a AGD previstos nas diretrizes Europeias.

Comparando os valores aceitáveis e alcançados para AGD os NRD's encontrados em estudos anteriores são comparáveis, não só aos previstos no protocolo Europeu como também em outros países. [12]

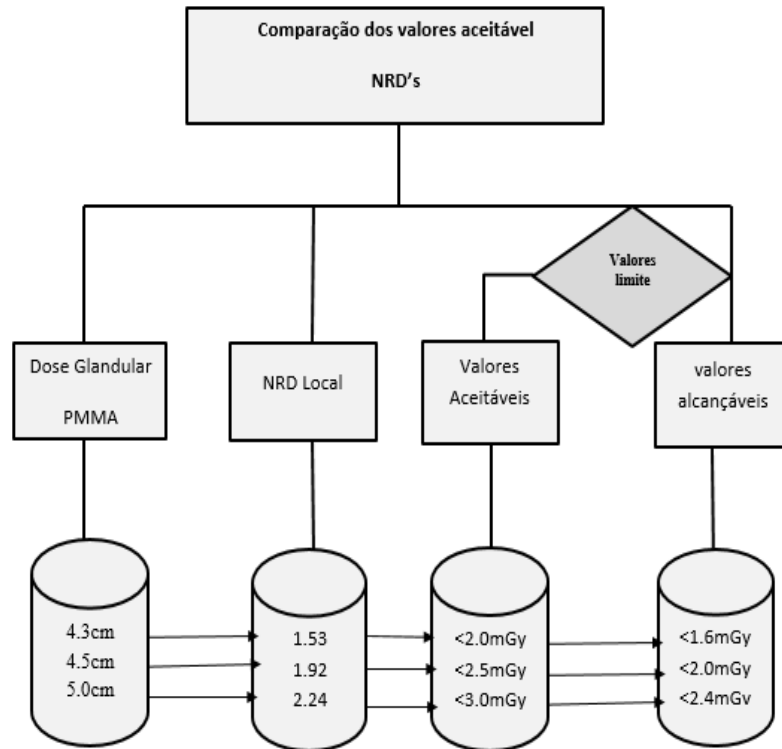


Fig. 35 – Comparação dos níveis aceitáveis e alcançados para AGD [13]

8.4- Comparação dos níveis de referência Europeus de EASK

Os estudos feitos anteriormente constituíram na média de 10 medições, em 3 espessuras de PMMA equivalentes ao intervalo de mana de 4 e 6 cm utilizadas em condições idênticas na prática clínica. Nestes parâmetros definiu – se para o ESAK, relativamente a mostra de estudo é comparável com o NRD Europeu apresentando como estimativa do NRD nacional. [12]

Em Portugal, a dose de referência é a ESAK e, como tal, faz todo o sentido estabelecer os NRD's nacionais associados a esta grandeza. Por outro lado, as normas Europeias sugerem que os cálculos de dose para a comparação de sistemas devem basear-se na medição da AGD em condições convencionadas sendo, por isso, de elevado interesse obter os NRD's nacionais associados a esta grandeza também. [12]

O DL nº180/2002 apresenta valores limite para ESAK, relativamente a medições com recurso a fantasmas de referência. O ESAK deve ser inferior a 10 mGy para um fantoma de 40 mm de PMMA, inferior a 12 mGy para 45 mm PMMA e inferior a 20 mGy para 50 mm PMMA [9]

A avaliação da dose é um importante parâmetro nos programas de controlo de qualidade. As amostras podem ser calculadas utilizando uma amostra de pacientes ou simuladores mamógrafos. As exposições para determinação do EASK são realizadas sempre de modo a produzir as mesmas condições clínicas para incidência de crânio caudal. As medidas para EASK e da ADG a partir de uma dose de pacientes são importantes para avaliar a dose de radiação recebida durante os exames de mamografia, são levados em consideração os parâmetros técnicos como: a tensão, tempo, espessura e a composição da mama.

Valor de referência nacional para EASK

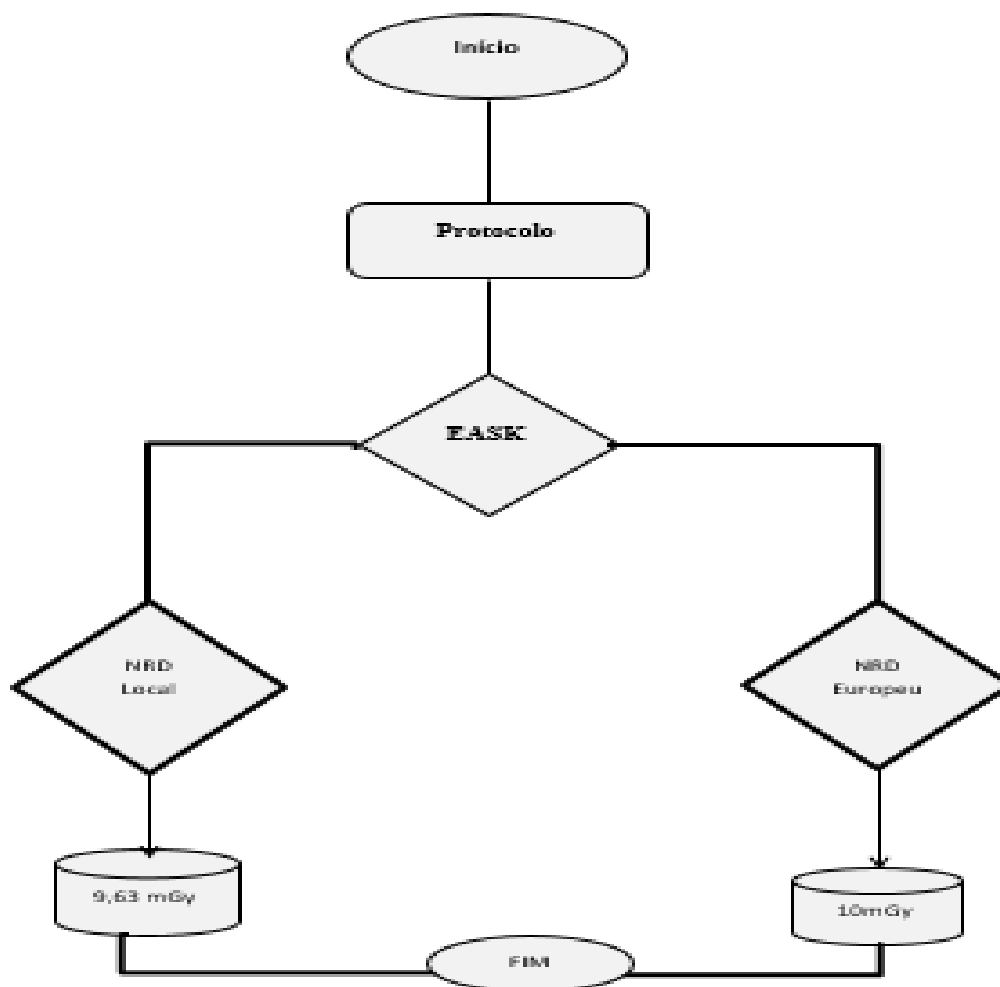


Fig.36 - Comparação entre o valor NRD local e o NRD Europeu [9;12;13]

De acordo com o protocolo Europeu de dosimetria em mamografia, concluiu-se que os valores de AGD, em Portugal encontram-se com níveis ligeiramente abaixo, comparativamente com os dos NRD's Europeus. [13]

8.5 - Comparação dos valores definidos como NRD's nacional para AGD com valores obtidos em procedimentos clínicos em vários países.

Valores de AGD e outros publicados na literatura

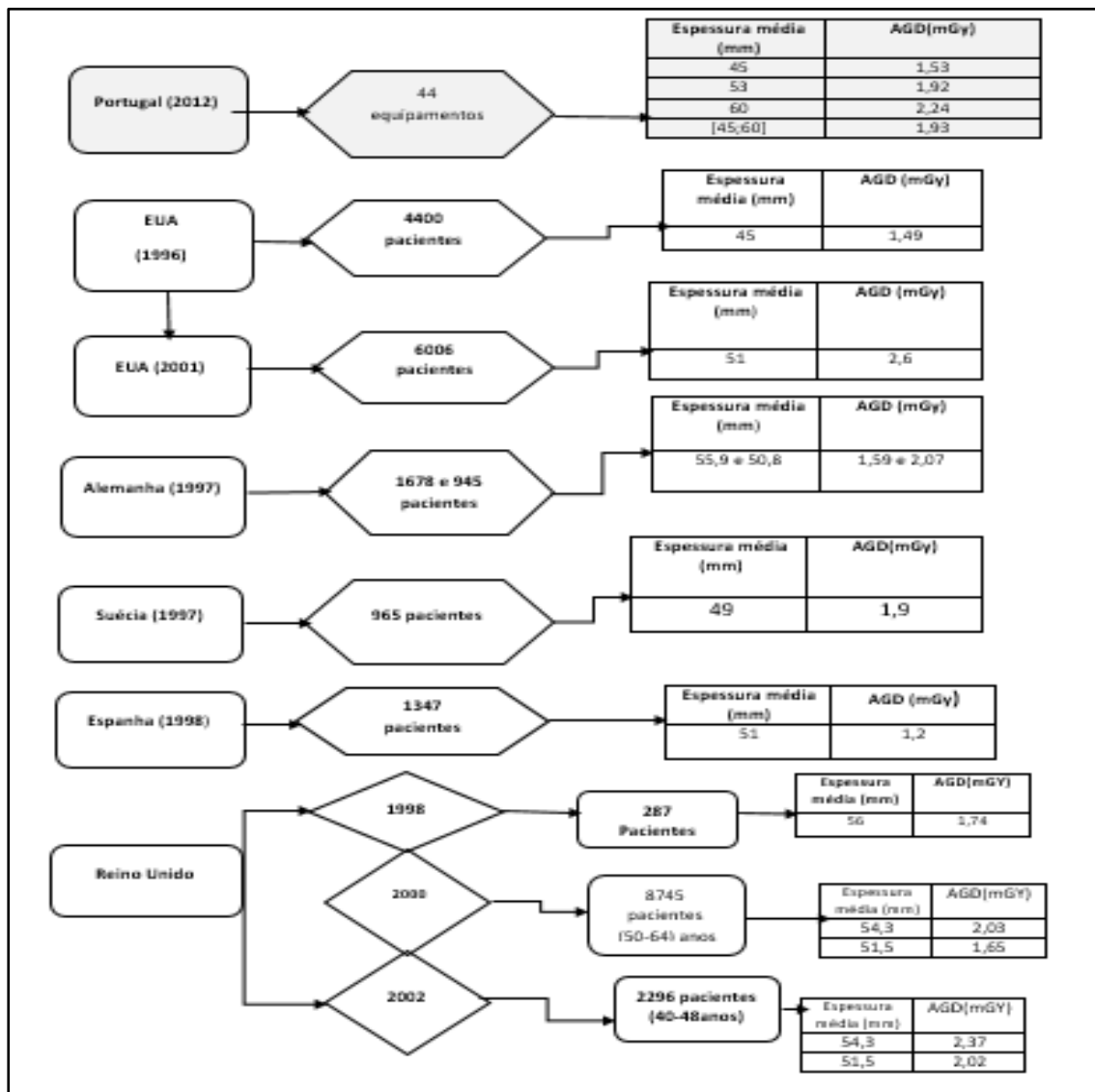


Fig 37 – Valores definidos como NRD's nacional para AGD obtidos em procedimentos clínicos de vários países. [9,13;90]

Os valores de NRD's apresentados neste fluxograma são propostos para elaboração do software nacional, atendendo que estes valores são válidos para o intervalo de espessura da mama comprimida entre os 45 e 60 mm. Estes resultados demonstram que os valores estudados e simulados em fantasmas, aproximam – se aos valores correspondentes as espessuras próximas de pacientes existentes noutros países. Por exemplo o valor estimado por Dentry e Dewered para uma espessura média da mama nos Estados Unidos, onde o NRD da AGD foi estabelecido em 1,49 mGy, aproxima - se a uma espessura média de 45mm, valor muito próximo aos 1,53 mGy determinados para a mesma espessura da mama determinado em estudos anteriores. [63]

Mas se a espessura da mama média nacional for determinada entre os 53 e 60 mm, os NRD's aqui apresentados serão próximos aos que foram determinados para o Reino Unido e Alemanha. Num estudo similar realizado por Morán (2000) em dez hospitais, a utilização de fantasmas de simulação padrão resultou numa estimativa de 13% dos valores de dose em pacientes. No entanto, se a composição da mama fosse considerada real, os valores de dose para uma amostra de pacientes seriam próximos aos valores obtidos com o simulador [90].

Uma vez que os limites da dose não são aplicáveis no âmbito das exposições médicas, a otimização dos NRD's é importante, e foram calculados a partir do terceiro quartil (percentil 75%) de uma distribuição de doses médias obtidas em condições clínicas ou através da simulação com fantoma padrão. Caso os NRD's excedam deve ser feita uma reavaliação dos equipamentos e se necessário adotar medidas de correção.

Um dos critérios definidos no Quality Criteria Document em 1990, foi um valor de referência para a ESD dos diferentes exames de radiologia, incluindo as incidências de mamografia. Os NRD's foram determinados com base nas doses medidas em pacientes de uma amostra aleatória em 20 hospitais britânicos entre 1984 e 1984 nos hospitais Europeus, que participaram no Trial of the Quality Criteria de 1987. Optou – se por estabelecer os NRD's em mamografia baseados em medições de ESAK pelo facto na altura não existir nenhum valor definido para o nível nacional. Mais tarde foi estabelecido um valor provisório de 7mGy para ESD em exames clínicos com base no terceiro quartil observados nas medições com fantoma em 1989 nos 30 centros de mamografia britânico e onde foi feita a conversão de ESAK para ESD, aplicando o fator de retrodispersão, de 1,09 para mamografias.

Em 1991 foram apresentados os valores do European Trial correspondente às medições de ESD efetuadas para média de 10 medições, feitas numa amostra de pacientes com uma espessura da mama entre 4 e 6 cm, realizada em vários hospitais Europeus envolvidos no estudo. Como a ESAK resulta da divisão da ESD pelo fator da retrodispersão e como este valor (1,09), é só para os exames de mamografia chegou – se a conclusão que a diferença entre a ESAK e AGD medidas era o suficiente para garantir as diferenças numéricas dos NRD's, mantendo – se o valor de 10 mGy como o NRD para ambas as grandezas.

No entanto em países como a Espanha, houve uma redução na dose administrada de 25% e foi responsável por manter a maioria dos exames clínicos abaixo do valor de referência de 10 mGY. [91]

Em Portugal fará sentido a divulgação dos valores de referência em relação ao "ESAK", uma vez que foi escolhida como a grandeza associada aos NRD's para os exames em mamografias. As normas europeias sugerem que os cálculos de dose para comparação dos níveis devem basear - se na medição do AGD em condições convencionais. Os valores de AGD foram retirados do protocolo de europeu de Dosimetria em mamografia, para espessura da PMMA. Apresenta os valores limite aceitáveis que

indicam os limites de desempenho mínimo e valores alcançáveis que indicam os limites possíveis de alcançar. Estes valores encontram – se descritos na figura 36 (valores aceitáveis e alcançáveis) para AGD (adaptado) [13].

Os valores limites de AGD aceitáveis, e apresentados no referido protocolo acima são coincidentes com os NRD's obtidos anteriormente na prática clínica em países com espessuras de mama média correspondentes às espessuras de PMMA tabeladas. Por exemplo, dados de estudos realizados na Holanda, Noruega e Reino Unido mostraram que a AGD em sistemas convencionais de mamografia encontra-se entre 0,8 e 2,5 mGy para 4,5 cm de PMMA em condições clínicas (corrigido para a diferença de espessura de referência de PMMA do Reino Unido e da Holanda), estabeleceu-se um limite aceitável de AGD de 2,5 mGy para essa espessura de referência na prática clínica, assegurando também que os níveis de dose em mamografia digital não serão superiores aos de filme. Este valor limite é comparável com o Reino Unido de manter os níveis de AGD inferiores a 2 mGy (para 4,0 cm PMMA) e ao programa de rastreio Holandês que estabeleceu o limite da AGD, para 5,0 cm de PMMA em 3 mGy [5]. O Protocolo Europeu de dosimetria em mamografia, sugere que o valor médio da AGD por incidência não deverá ultrapassar em mais de 50%, o valor de 2,3 mGy e, caso ultrapasse, deverá-se investigar as causas [13].

O método elaborado por dance considera uma dependência com a glandularidade que se aproxima muito da perda do tecido glandular com a idade, e apresenta resultados para cinco combinações, e para mulheres nas faixas etárias de 40 a 49 anos e de 50 a 64 anos, foi adotado pela Comissão Europeias, conforme a tabela representada em baixo (CE, 2013). [13;47]

Tabela 12. Valor da DGM para testes de adequação, segundo a CE ^[13;47]

| Espessura da mama comprimida (cm) | DGM Referência (mGy) |
|-----------------------------------|----------------------|
| 2,1 | 1,0 |
| 3,2 | 1,5 |
| 4,5 | 2,0 |
| 5,3 | 2,5 |
| 6,0 | 3,0 |
| 7,5 | 4,5 |
| 9,0 | 6,5 |

Fonte: CEC (2013)|

Surge a necessidade de elaboração de um software a nível nacional, dos NRD's, atendendo ao crescimento do nível de volume da informação. A criação de uma base de dados será uma mais-valia, permitindo desta forma a pesquisa e o armazenamento de dados, otimizando o fluxo de informação, permitindo maior agilidade e organização a nível da informação. A manipulação da informação deve ser facilitada, podendo ser permanentemente atualizada. A base de dados será um sistema de armazenamento de dados relacionados entre si, de uma forma permanentemente, num sistema informático, com uma redundância controlada, acessíveis a um grupo de utilizadores e estruturado sob forma de ficheiros de dados ou tabelas.

Capítulo 9 – Métodos e Materiais Utilizados

9. - Métodos Utilizados

Para estes trabalhos foram utilizados vários procedimentos para escolha dos valores associados as grandezas físicas da EASK e da AGD, para um nível de referência de diagnóstico em mamografias, imposto pela União Europeia, com o objectivo de reduzir a emissão de radiação em exames clínicos de diagnóstico.

Foram efetuadas várias pesquisas em vários Países como: Alemanha, Reino Unido Espanha, Estados Unidos Da América e Suécia, e foram comparados os respetivos valores utilizados em diversos hospitais. [13;29]

O estudo em relação aos procedimentos de controlo e qualidade dos equipamentos basearam - se no Protocolo Europeu de Dosimetria em mamografia1996, utilizando um fantoma de referência de 4,5 cm de PMMA, correspondente a uma mama de 53 cm, com uma composição de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. [6;13;29]

Este protocolo Europeu recomendou que os NRD para os valores de ESAK por imagem para uma média de 10 medições feitas por equipamento, por isso os valores de ESAK e os de reprodutividade de AEC apresentados correspondem a média de 10 exposições efetuadas, nas condições de referência e com a configuração dos equipamentos semelhantes utilizados em exames clínicos. Também este protocolo apresenta um NRD, para uma amostra de mamas com espessura entre 40 e 60 mm e contemplou as 3 espessuras de PMMA (40, 45, e 50 mm), e encontram - se na mesma categoria de (45, 53, e 60) mm. [6;13]

9.1- Metodologia associada a cada uma das fases

1-Para medição da taxa da dose, considerou - se as condições de referência relatadas pela MQSA, e pelo protocolo de qualidade Espanhol, em que refere que os sistemas sejam capazes de produzir uma saída de 7,0mGy, em relação ao Kerma no ar, quando operam a 28 KVp no modo de mamografia referente ao padrão Mo/Mo em qualquer SID¹, em que os sistemas foram feitos para funcionar. [12]

2- Decreto-lei nº 180/2002, em que refere que o débito de dose a uma distância igual ao SID¹ deve ser, no mínimo de 7,5 mGY não especificando as condições. [9]

- 1-“SID corresponde à distância entre o ponto focal do tubo de raios X e o topo da superfície do recetor de imagem”.

1 - Determinação da reprodutividade do AEC

A reprodutibilidade dos resultados do sistema de AEC foi calculada através do desvio da ESAK medida em 10 exames que simularam exposições de rotina clínica com uma espessura de 45 mm PMMA. [12]

2- Determinação do limiar de contraste de visibilidade

Neste teste, baseado no módulo Threshold Contrast Details do fantoma DMAM, foram obtidas 3 imagens para orientações possíveis do módulo em exposições a 28 Kv, com combinação Mo/Mo, para espessura de 45mm PMMA. A condição de contraste foi definida pelo fabricante, para este tipo de fantoma. O módulo foi encaixado na zona central de uma das placas a uma altura de 20 mm, acima da superfície de deteção do mamógrafo. Optou – se por determinar o limiar de contraste de visibilidade pelo valor de 0,1 mm, pelo que os valores superiores significam inconformidade. [13]

3- Determinação do CNR

Neste teste observou – se o funcionamento correto do AEC, e também se garante a mesma qualidade de imagem (em termos de limiares de contraste) para espessuras e composições de mama diferentes daquela que foi tida como referência no teste da determinação do limiar de contraste de visibilidade (45 mm de PMMA). Utilizou-se o módulo CNR Aluminum Square do fantoma DMAM e foram avaliadas as espessuras no intervalo de interesse para o NRD (40, 45 e 50 mm) de PMMA. Para cada espessura, os valores limite calcularam-se a partir do valor limite obtido para uma espessura de 45 mm, de acordo com valores representados na tabela 13 Estes valores CNR devem ser iguais ou superiores aos valores limite para serem aceitáveis [6]

Tabela 13- Valores de CNR limites para 3 espessuras de PMMA relativo ao valor limite obtido para 45 cm (100%), adpt. [13]

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

- 1- De seguida calculou – se o CNR específico para cada uma das 3 imagens de acordo com a expressão a seguir:

$$CNR_{\text{específico}} = \frac{\text{Valor médio do pixel (sinal)} - \text{Valor médio do pixel (fundo)}}{\sqrt{\frac{\text{Desvio padrão (sinal)}^2 + \text{Desvio padrão (fundo)}^2}{2}}}$$

2- Em seguida calculou – se o valor de CNR para espessura de 45 mm de PMMA.

$$CNR_{lim45cm} = \frac{CNR_{45cm} * Limiar\ de\ Contraste\ de\ Visibilidade_{45cm}}{23}$$

3- No fim calculou-se os valores limites para cada espessura, relativos à espessura de 45 mm.

$$CNR_{relativo} = \frac{CNR_{especifico}}{CNR_{lim45cm}} * 100 (\%)$$

4- Determinação da ESAK

A ESAK, foi medida considerando a atenuação de 3 espessuras diferentes (40, 45, 50) mm. Foram colocadas uma de cada vez sobre a zona de exposição e foi acionada uma esponja até fazer as respetivas espessuras da mama, com o sistema de compressão. Foi colocado o detetor Unfors Xi, sobre a espessura de PMMA e abaixo do dispositivo de compressão, foram utilizadas as condições clínicas das respectivas espessuras e o valor registado correspondeu ao valor médio de 10 exposições para uma espessura.

5- Determinação da AGD

A AGD foi determinada por cálculo através da expressão: $AGD = EASK * g * c * s$, baseado na ESAK, em relação as 3 espessuras de PMMA. Como o fator g está associado ao HVL, foi estimado o HVL, para cada combinação ânodo/filtro obtida nas condições clínicas utilizadas na medição da ESAK.

6 -Ferramentas de Software:

Os fluxogramas foram elaborados com base em tabelas existentes:

- 1- Fluxograma (fig. 32) - Valores de NRD's relativos à amostra útil do estudo, das quantidades dosimétricas ESAK e NRD's, obtidos de acordo com características de exame diferentes espessura comprimida e classe do equipamento.
- 2 – Fluxograma (fig. 33) - Comparação dos limites aceitáveis e alcançados para a AGD previstos nas diretrizes Europeias com os NRD's.
- 3- Fluxograma (fig. 34) - Comparação entre o valor NRD local e o NRD Europeu.

- 4- Fluxograma (fig35) – Comparação dos valores definidos como NRD's nacional para AGD com valores obtidos em procedimentos clínicos.

9.2 – Materiais utilizados

Este estudo foi realizado com 52 equipamentos de mamografia, todos eles estavam em conformidade, e respeitando o protocolo de controlo de qualidade. Os equipamentos estavam distribuídos por 28 instituições hospitalares e 24 clínicas dentro do território nacional. (anexo I).

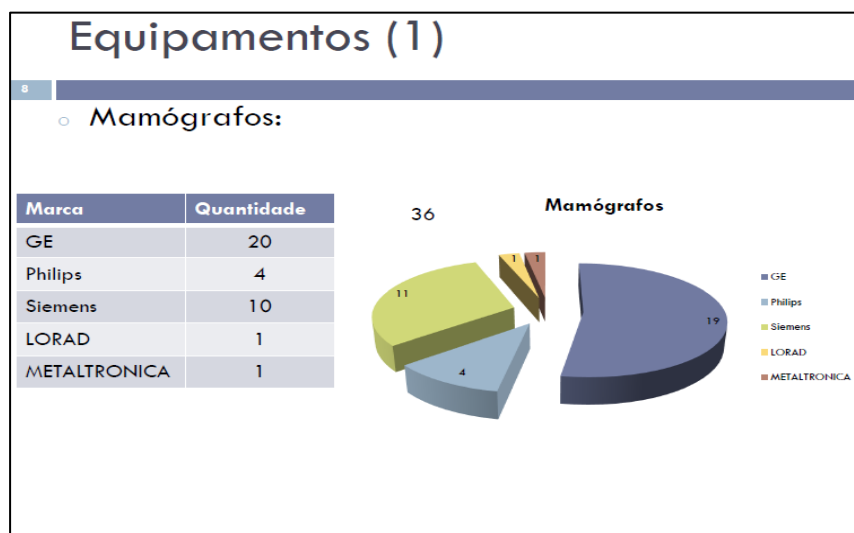


Fig.38 - Números de mamógrafos usados para Estudo adpt [42]

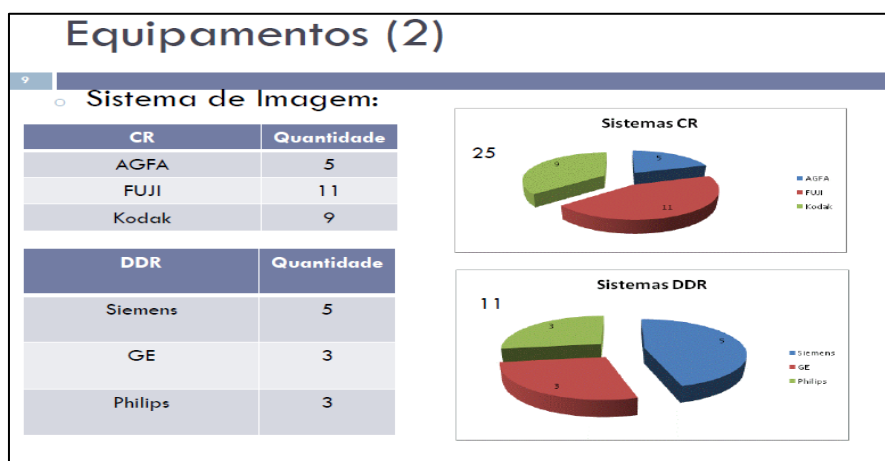


Fig39 - Sistema de imagem CR e CD usados durante o Estudo adpt [42]

Para simular as espessuras de mama de 45, 53 e 60 mm utilizaram-se um conjunto de placas de polimetilmetacrilato (PMMA), de 40,45, e 50 mm, foi também utilizado um fantoma da Leeds Test Objects, modelo DMAM, que foi concebido de acordo com as Diretrizes Europeias. Este conjunto possui 6 placas de 10+/-1%mm e 2 com 5+/-1%mm e dimensões 180x240 mm, e utilizou-se uma esponja comum para aumentar.



Fig.40- Placas de polimetilmetacrilato (PMMA)

Para as medições do EASK, utiliza - se um detetor eletrônico semiconductor, “Unfors e modelo Xi R/F & MAM”, permite medir simultaneamente kV_p, dose, taxa de dose, HVL, frequência de pulso, dose/pulso e a forma de onda. Os valores de kV_p e Kerma medidos são corrigidos automaticamente utilizando Compensação Ativa, para fornecer um valor exato. Usando vários sensores e algoritmos avançados, o Unfors Xi determina automaticamente a qualidade do feixe e corrige qualquer filtração num determinado de tempo mínimo.



Fig. 41- Detetor eletrônico semi condutor Unfors Xi R/F & MAM

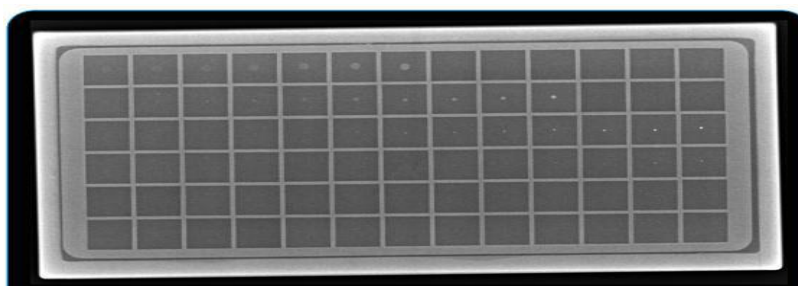


Fig42- Módulo detalhe de contraste do conjunto DMAM: (63 detalhes divididos em 6 tamanhos e contrastes entre 0.489% e 27.56%)

Para avaliar o CNR foi utilizado o módulo CNR Aluminum Square do fantoma DMAM, que apresenta uma folha de alumínio com espessura 0,2 mm e dimensões 20x20 mm envolvida numa estrutura de PMMA, efetuou - se as medições de ROI's necessárias.

Utilizaram-se as ferramentas de análise de imagem existentes nas workstations de cada uma das instituições utilizadas na amostra. Todo o registo de resultados e consequente tratamento foram

realizados com a ferramenta Microsoft Excel 2010. (representado em anexo III). Foram também consultados os últimos relatórios de controlo de qualidade de cada equipamento bem como os manuais dos fantasmas utilizados.



Fig43 - Módulo detalhe de Contraste do conjunto DMAM: (posição 1: estrutura envolvente em PMMA, posição 2: folha de alumínio com espessura 0,2 mm e dimensões 20x20 mm)

9.3 - Ferramentas de Software

Os fluxogramas, foram elaborados baseado em valores mencionados em estudos anteriores de NRD's, com objectivo de elaborar uma base de dados relativos a estes valores, uniformizando os valores de NRD's a nível nacional e que servirão de pesquisa, e melhoramento da prática clínica durante a realização dos exames de mamografia, cumprindo as normas impostas pela União Europeia, reduzindo a emissão de radiações aos pacientes durante a realização dos mesmos. Para isso foram usadas as seguintes tabelas:

Tabela 14: Valores de NRD's em relação as quantidades dosimétricas EASK e AGD (percentil 75 mGy) [12;13]

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

Tabela15: Comparação dos valores limite (aceitáveis e alcançáveis) para a AGD previstos nas diretrizes Europeias com os NRD's [13]

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

Tabela 16. Resultado obtido do NRD local da ESAK para as condições de referência e NRD Europeu [13]

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

Tabela 17- Valores de AGD e outros publicados na literatura [13]

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

Capítulo 10- Resultados e Discussão

10– Resultados E Discussão

10.1 – Testes de Controlo de Qualidade

O controlo da qualidade em mamografia é baseado num conjunto de testes para assegurar a qualidade de imagem em mamografia. Os requisitos técnicos para os testes são publicados nas Diretrizes de Protecção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico e na experiência de pessoas que realizam o Controlo de Qualidade de equipamentos de mamografia. [67] O Objectivo dos exames de mamografia é a obtenção de imagens com estruturas anatómicas com informações adequadas para o diagnóstico clínico. Sendo assim necessitamos de equipamentos devidamente calibrados, de processamento de imagens otimizadas e de profissionais especializados para a interpretação das imagens. Qualquer falha pode resultar no detrimento da qualidade da imagem e no risco de diagnóstico incorreto ou na necessidade de repetição do exame, contribuindo para um aumento na dose no paciente e no custo para a instituição. O Programa de Garantia da Qualidade deve ser implementado em cada instituição de modo a assegurar a produção de imagens com qualidade para o diagnóstico clínico. O programa de garantia e qualidade é baseado em diversos protocolos de qualidade e de dosimetria, entre os quais se destacam os protocolos da Comissão Europeia e do Colégio Americano de Radiologia, e descrevem que os testes devem ser efetuados nos equipamentos, respeitando os limites de aceitação. [6;42]

Para garantir a qualidade da amostra analisada, dos 52 equipamentos de mamografia, a primeira análise de resultados foi baseada num filtro dos equipamentos em conformidade, a nível aceitável, com as tolerâncias dos testes de controlo de qualidade realizados individualmente. Foram testados aos parâmetros taxa de dose, reprodutibilidade do AEC, limiar de contraste de visibilidade num detalhe circular com diâmetro de 0,1 mm, limite de CNR em relação a 45 mm de PMMA, ESAK e AGD. De acordo com as diretrizes Europeias definiu-se que, para o equipamento se encontrar em conformidade, de acordo com a mostra utilizada teria de cumprir as tolerâncias de todos os testes realizados a nível aceitável. Conclui-se que só 44 dos equipamentos analisados cumprem todos os requisitos de qualidade definidos, de acordo com o protocolo europeu de dosimetria em mamografia e DL.180/2002. Os equipamentos analisados, apresentaram resultados conformes no que se refere a reprodutividade do AEC. [9;13]

Tabela 18 : Teste de controlo de qualidade efectuado aos equipamentos

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

[1] DL180/2002

[2] Protocolo Europeu de dosimetria em mamografia

Resultados

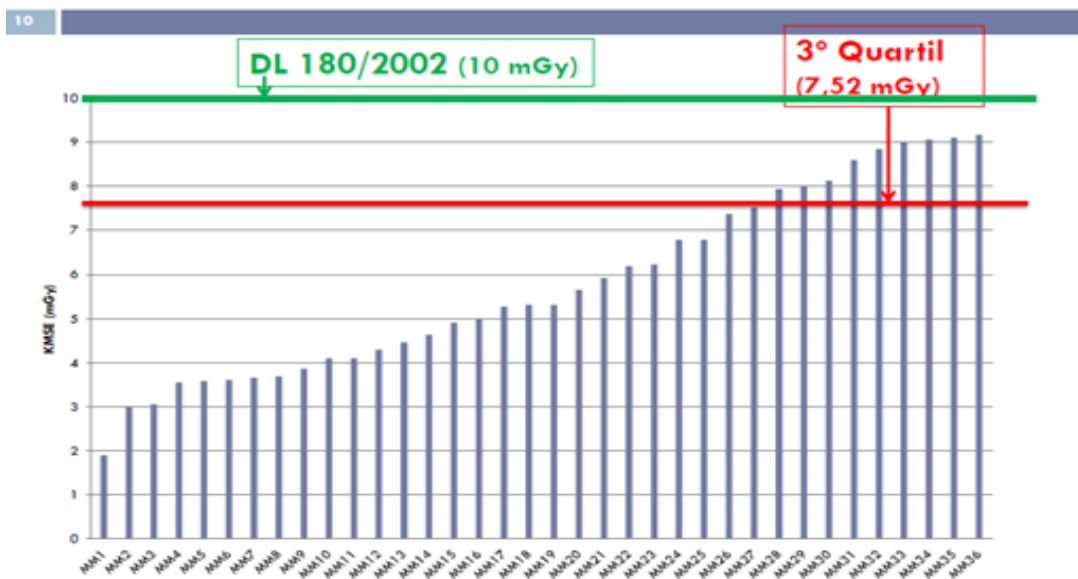
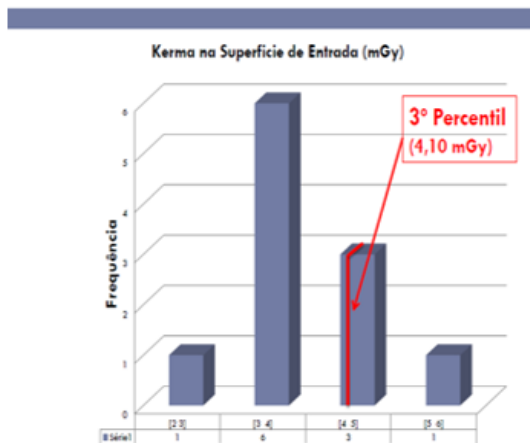


Fig. 44- O gráfico mostra os valores de NRD's segundo DL 180/2002
 Fonte: P. Carvoeira et.al [12]

Concluiu –se que os equipamentos com sistema CR não estavam em conformidade e os sistemas DDR apresentavam -se em conformidade.

Resultados (Sistemas Digitais Directos)



Resultados (Sistemas CR)

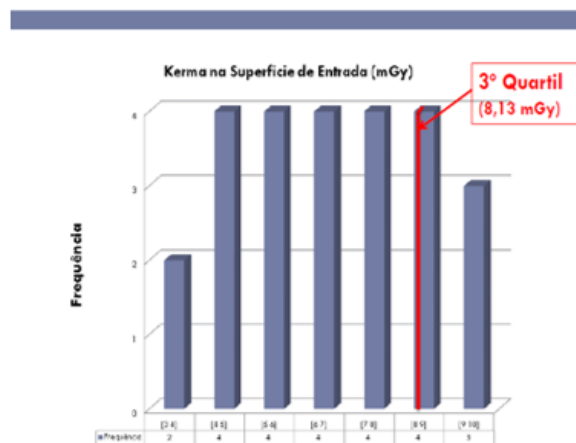


Fig. 45- Os gráficos representam os sistemas digitais DDR e CR
 Fonte P. Carvoeira et.al [12]

Os valores obtidos para o KERMA na superfície de entrada, para sistemas Digitais Diretos, variam entre 1,90mGy e 5,31mGy, o que denota uma amplitude de valores relativamente estreita quando comparada com os sistemas CR.

Os sistemas digitais diretos permitem ainda a utilização de combinações Ânodo/Filtro, normalmente W/Rh, que permitem uma redução assinalável da dose sem que haja uma perda de contraste significativa na imagem.

10.3- Resultado dos Cálculos para ESAK e AGD

Foram calculados os valores médios para ESAK e AGD, baseando – se na amostra útil definida anteriormente, para as 3 espessuras de PMMA, no intervalo de espessuras das mamas entre 4 e 6 cm. Os resultados dos cálculos dos valores médios para ESAK e AGD obtidos encontram -se nas tabelas abaixo.

Tabela 19- Resultados e análise estatística relativa á ESAK calculada na mostra útil.
Fonte: P. Carvoeira et.al [12]

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

Para EASK obteve – se um valor médio de 7,29 mGy, com um desvio padrão de 2,80 mGy, um valor máximo de 15,31 mGy e o mínimo foi de 1,50 mGy, para espessuras de PMMA (40, 45, e 50).

Tabela 20 – Resultado e análise estatística da AGD, calculada na mostra útil
 Fonte: P. Carvoeira et.al [12]

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

Em relação a AGD, o valor médio obtido foi de 1,59 mGy, com desvio padrão de 0,49 mGy, um máximo de 2,80 mGy e um mínimo de 0,49 mGy. Estes são os valores estimados para as espessuras de mamas entre os 4 e 6 cm, com uma composição de 50% de tecido adiposo e glandular, numa incidência de crânio caudal (CC), com a utilização de fantasmas de PMMA, considerando que existe uma distribuição uniforme para o tamanho das mamas entre 4, 5 cm e 6 cm na nossa população. Concluiu-se, que os valores da ESAK são similares para ambas incidências CC e MLO, e que os valores de AGD calculados representam uma aproximação para incidência MLO. [92]

10.4 - Equipamentos CR Versus e DDR

Com o desenvolvimento do trabalho, foram – se observando algumas diferenças, em relação aos valores referentes a EASK e AGD, obtidos para os equipamentos de CR e DDR. Surge deste modo a necessidade de padronização destes parâmetros, uma vez que existem diferenças de equipamentos dentro da mesma classe e das mesmas características. No que se refere aos equipamentos de CR, a elevada amplitude de grandezas dosimétricas está relacionada com a exigências e características específicas das diferentes marcas e modelos de placa de imagem (IP's) existentes no mercado. Por outro lado, os equipamentos de CR, não são do mesmo fabricante do mamógrafo, o que contribui para uma desatualização em termos de otimização entre o mamógrafo e o IP'S. Optou – se por fazer uma reavaliação destes equipamentos e os valores obtidos em relação a EASK na superfície de entrada para sistemas de DDR, verifica – se uma amplitude de valores relativamente estreita em relação aos sistemas CR, isto porque houve uma integração melhor dos sistemas, passando a ser tanto o mamógrafo como o sistema de imagem do mesmo fabricante. No entanto também se verificou uma amplitude elevada em relação ADG, nos equipamentos de DDR.

Os valores de ESAK e AGD são mais elevados nos sistemas CR comparativamente com os DDR para as 3 espessuras de PMMA analisadas. Apesar da gama de espessuras analisadas ser pequena nota-se a ligeira tendência para esta diferença ser progressivamente mais acentuada com o aumento da espessura pois ambas grandezas aumentam consideravelmente com a espessura comprimida nos sistemas CR enquanto nos sistemas DDR esse aumento é menos acentuado. [93]

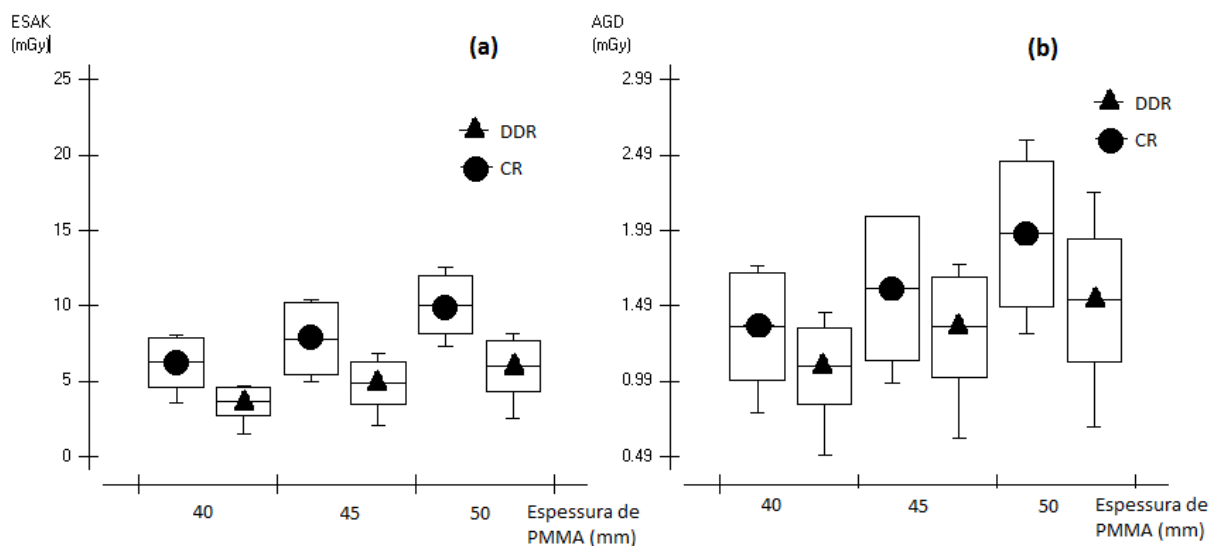


Fig. 46 - Distribuição dos valores de (a) ESK e (b) AGD para os sistemas CR e DDR da amostra e de acordo com a espessura de PMMA comprimida. [93]

10.5 -Valores Calculados para ESK e AGD e comparáveis com os NRD's Europeus

O estabelecimento nacional dos NRD's, é muito importante na radiologia, quer para os técnicos de diagnóstico como para todos pacientes que utilizam esses equipamentos. Utilizaram – se várias metodologias para se poder reduzir as doses de radiação durante os exames de mamografia, com o objectivo de melhorar a prática clínica. Foram estabelecidos métodos para efetuar a calibração dos equipamentos usados em radiologia, instrumentos utilizados em feixe diretos (feixe atenuados e não atenuados) e instrumentos utilizados em medidas de controlo da qualidade. Todos esses métodos contribuirão para otimização da utilização dos equipamentos. Uma vez que todos os parâmetros da qualidade foram aceitáveis, foram então estabelecidos os níveis de NRD's da ESK e da ADG, foram obtidos a partir do 3º Quartil e percentil 75, da distribuição destas grandezas dosimétricas dos 44 mamógrafos em conformidade, com as tolerâncias dos testes de controlo da qualidade. Estes testes apresentaram a melhor aproximação para uma incidência CC, na mama comprimida de espessura entre os 4 e 6 cm, com uma composição de 50% de tecido adiposo e glandular.

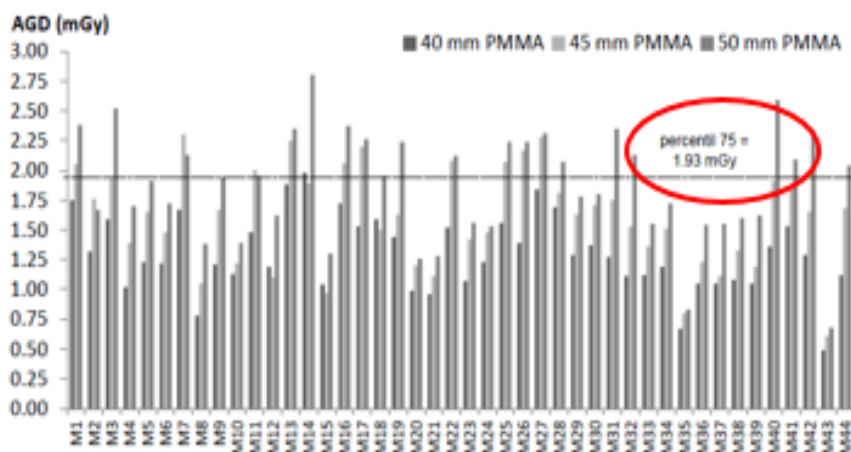


Fig. 39 -Gráfico de barras com os valores de ADG das 3 espessuras de PMMA simuladas em cada equipamento, e com o valor de AGD

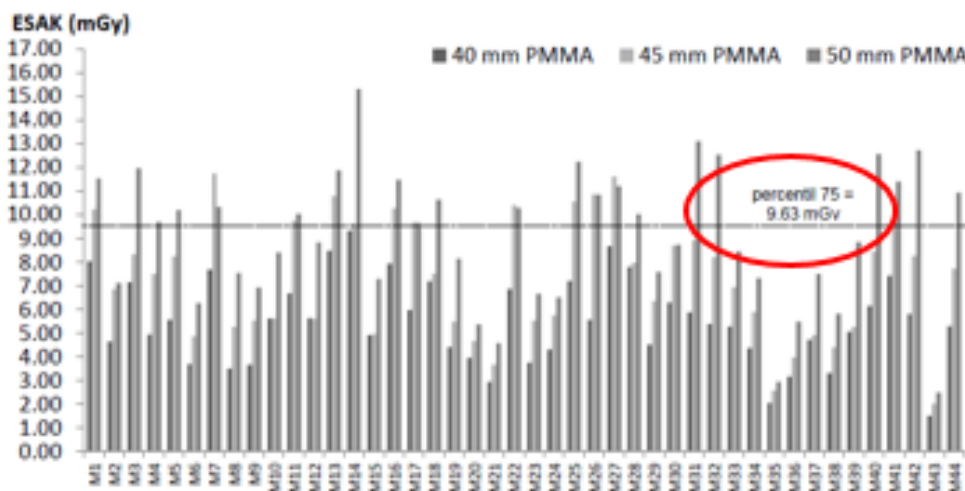


Fig40 - Gráfico de barras com os valores de ESAK das 3 espessuras de PMMA simuladas em cada equipamento, e com o valor ESAK estabelecido

Estes níveis de referência são comparáveis com os recomendados pelas diretrizes europeias, e são resultados das medições feitas em espessura de PMMA equivalente as espessuras de mamas entre 4 e 6 cm, existentes na nossa população, e também estimar os NRD's para diferentes mamógrafos analisados (CR e DDR.).

O Protocolo Europeu de dosimetria em mamografia (1996) recomenda, um valor de referência para ESAK por imagem de 10mGy para média de 10 medições, feitas numa amostra de pacientes com espessura de mama entre 4 e 6 cm [13].

A partir dos dados obtidos, definiu – se para NRD para ESAK, um valor comparável com o NRD Europeu (9,63) mGY, e servirá de orientação para otimização da utilização da radiação em Portugal.

11– Conclusão

Os NRD's obtidos em trabalhos anteriores possibilitaram a determinação do ESAK e do AGD para pacientes submetidos a mamografia com sistemas de processamento digital (CR e DDR) de fabricantes distintos e em projeção crânio caudal e assumindo que a mama típica da nossa população encontra-se no intervalo de espessura entre 45 e 60 mm, possuindo uma composição de 50% de tecido adiposo e glandular.

Com o objetivo de garantir as condições de qualidade dos sistemas foram realizados testes de qualidade do desempenho dos mamógrafos. Avaliaram-se vários parâmetros: taxa da dose, reprodutibilidade do AEC, limiar de contraste e visibilidade, com um diâmetro de 0,1 mm, limite de CNR relativo a espessura de PMMA.

Os NRD's foram obtidos a partir do terceiro quartil (percentil 75) da distribuição geral dos 44 equipamentos em conformidade. O NRD's proposto para Portugal foi de 9,63 mGy para ESAK e de 1,93 mGy para AGD, estes valores são comparáveis com os NRD europeus, recomendados pelas diretrizes europeias.

Os NRD's foram calculados a partir de medições em fantasmas e correspondentes às espessuras próximas da mama de diversos países, com programas de controlo da qualidade e concluiu-se que os NRD's obtidos para Portugal são satisfatórios e uniformes entre as instituições nacionais.

Com a uniformização destas grandezas, daremos uma contribuição para a otimização das doses de radiações nos pacientes em exames de mamografia. Sugerimos em trabalhos futuros a elaboração de um software nacional para os níveis de referência em diagnóstico.

12- Referências bibliográficas

- [1] - Liga Portuguesa conta o Cancro, [online]. Avaliável [http:// ww.ligacontracancro.pt](http://ww.ligacontracancro.pt). Acedido em abril 2017.
- [2] - Associação Americana do Cancro (ACR), “Revista NEWS, nº 47 novembro / dezembro 2016”, publicação Bimestral.
- [3] - Farria DM, Basset LW, Kimme-Smith C, DeBruhl N. Mammography quality assurance from A to Z; Radio Graphics 1994; 14:371 – 85.
- [4] - GEBBRIM, I.H. e Quadros, L. G. A. Rastreo do cancro da mama no Brasil. Revista Brasileira, Ginecologia Obstetrícia. Vol. 28 nº 6 Rio de Janeiro, junho 2006.
- [5]- M. Schubauber Berigan, G. Frey e H. D. Baron, “Mammography dose in relation to body mass index, race and menopausal status,” Radiation Protection Dosimetry, vol. 98, nº 4, pp 425-32,2002.
- [6]- European Commission, “European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic radiographic images,” em EUR 16260 EN, Luxemburgo: CEC, 1996.
- [7]- International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for digital mammography [Internet]. Vienna: IAEA; 2011. ISBN 978-92-0-111410-5. Available from: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1482_web.pdf
- [8] - Caracterização tecnológica da mamografia digital em Portugal: progresso de um projeto em implementação. 1- Cláudia Reis (Faculdade de Engenharia, Universidade Católica Portuguesa), 2- Mário Oliveira (Área Científica de Radiologia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa), 3- João Alves (Instituto Tecnológico e Nuclear, Instituto Superior Técnico, Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa), 4 - José Carlos Marques Serviço de Radiologia / Clínica da Mama, Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil, E. P. E (IPOFG-LX)), 5 - Ana Pascoal (Medical Engineering and Physics, King’s College London (United Kingdom) Saúde & Tecnologia ed. Online); Outubro 2012 - P. 13-23. ISSN: 1646-9704.
- [9] - Decreto-Lei 180/2002, publicado no Diário da República, I Série – A, nº182 de 08 agosto de 2002. (acedido em dezembro de 2017)
- [10] - Direção Geral da Saúde, Circular Normativa nº 14/DAS; Decreto – Lei nº 180/2002, de 8 de agosto; acedido em <http://www.dgs.pt>.
- [11] - Comissão Europeia, Protecção contra as radiações 109, Orientações relativas aos níveis de referência de diagnóstico (NRD) para Exposições Médicas; Direcção-Geral Ambiente, Segurança Nuclear e Protecção Civil, em Protecção contra as radiações 109, 1999. 27 p, ISBN 92-828-7777-9.
- [12] - P. Carvoeira et al., “Níveis de Referência de Diagnóstico em Mamografias,” em avaliação da exposição da população Portuguesa a radiações ionizantes devido a exames médicos de radiodiagnóstico e medicina nuclear, Lisboa, 2012.
- [13]- European Commission, European Protocol on Dosimetry in Mammography, em Eur 16263 EN, Luxembourg, 1996.
- [14] - Esperança Pina JA. Anatomia humana dos órgãos. Lisboa: Lidel; 2000.
- [15] - Testut L, Latarjet A. Tratado de anatomia humana. Tomo IV; Barcelona: Salvat Editores; 1973
- [16] - Bassett, Jackson, Jahan, Fu e Gold, Doenças da Mama Diagnóstico e Tratamento, 2000. Editora Revinter/ Medicina, ISBN 978-85-7309-342-1.

- [17] - Instituto nacional de estatística (INE 2016)- Programas nacionais para doenças oncológicas (PNDO-DGS), relatório de 2013, monitorização dos rastreios oncológicos de base populacional 100.000 (INE.IP), edição de novembro 2014, e acedido em dezembro 2017.
- [18] - Guia de recomendações europeias para garantia de qualidade no rastreio de diagnóstico do cancro da mama. 1ª Edição em Português, 2012 EUROPA DONNA - The European Breast Cancer Coalition, outubro 2017.
- [19] - CIHI - Canadian Institute for Health Information. The health indicators project: the next 5 years. Report from the Second Consensus Conference on Population Health Indicators, 2005.
- [20] - Institute of Medicine (U.S.) Committee for the Study of the Future of Public Health. The future of public health. Washington, D.C.: National Academy of Sciences; 1988 citado por Dias C, Freitas M, Briz T. Ver Port Clin Geral 23: 439-50, 2007.
- [21] - Martins Roberto de Andrade. O Nascimento de uma Nova Física. Scientific American, nº13, p. 11.
- [22] - Gold RH. The evolution of mammography. Radiol Clin North Am. 1992; 30:1–19.
- [23] - Kimme-Smith C. New and future developments in screen-film mammography equipment and techniques. Radiol Clin North Am. 1992; 30:55–66.
- [24] - Leborgne R. Diagnosis of tumors of the breast by simple roentgenography; calcifications in carcinomas. Am J Roentgenol Radium Ther. 1951; 65:1–11.
- [25] - Shapiro S, Strax P, Venet L (1966). "Avaliação da triagem periódica do cancro da mama com mamografia". Journal of American Medical Association (JAMA) 195 (9): 111.
- [26] - U.S. Food and Drug Administration. Center for Devices and Radiological Health. MOSA programme. Disponível em: URL: <http://www.fda.gov/drh/mammography/digital.html>.
- [27] - Wolfe JN. Risk for breast cancer development determined by mammographic parenchymal pattern. Cancer. 1976; 37(5):2486-92.
- [28]- Robson KJ, Kotre CJ, Faulkner K. The use of a contrast-detail test object in the optimization of optical density in mammography. Br J Radiol 1995; 68:277–282.
- [29]- EUREF, “Addendum on Digital Mammography,” em The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening, 2003.
- [30] -Wilhelm Conrad Rontgen, Klick Educação. UOL - Biografias. Consultado em junho de 2017
- [31] - FERREIRA, A. B. H. Novo Dicionário da Língua Portuguesa. 2ª Edição. Rio de Janeiro. Nova Fronteira. 1986. p. 1 443.
- [32] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (2001). Sources and Effects of Ionizing Radiation UNSCEAR 2000 Report Nova Iorque.
- [33] - J.J. P. Lima, Técnicas de diagnóstico com raio – x, Aspectos Físicos e Biofísicos, 2ª ed, Coimbra, Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009, pp.419-443.
- [34] - United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (2011). What is Radiation. (Acedido em dezembro de 2017). www.unsear.com.

- [35] - Okuno, Emico; Yoshimura, Elisabeth (2010). Capítulo 1 - Radiação. Física das radiações. São Paulo: Oficina de textos. p. 16. ISBN 978-85-7975-005-2
- [36] - Cardoso, E.M. A Energia Nuclear (e-book). Col: Apostila educativa. [S.l.]: Comissão Nacional de Energia, consultado em agosto de 2017.
- [37] - Henri Becquerel - Biographical (em inglês), From Nobel Lectures, Physics 1901-1921, Elsevier Publishing Company, Amsterdam, 1967.
- [38] -Merçon, Fábio. Radiações: Riscos e Benefícios (PDF). [S.l. s.n.] Feynman. Volume I, Lições de física. São Paulo: Bookman Companhia Editora Ltda, 2008. P. 29.
- [39] – Freedman, & Young. Física IV, ótica e física moderna. São Paulo: Pearson, 2009. p. 343. ISBN 978-85-88639-35-5.
- [40] -KOPANS, D. B. Breast Imaging. 2. ed. Lippincott Raven Publishers, Philadelphia, 1998.
- [41] -ROWLANDS, J. A. The physics of computed radiography. Physics in Medicine and Biology, v. 47, n. 23, p. 123-166. 2002.
- [42] - MQSA and FDA Regulations, The ACR's Mammography Accreditation, "The 1999 ACR Mammography Quality Control Manual," 2007. [online]. Available: www.acr.org.
- [43] – Bontrager, K.L; Lampignano, J.P Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada, 7 Ed, Brasil, Elsevier.2009. 864 P.
- [44] - BASSETT, L. W., GOLD, R. H., KIMME-SMITH, C. History of the technical development of mammography. In: HAUS, A. G., YAFFE, M. J. Syllabus: A categorical course in physics. Technical aspects of breast imaging. 3. ed. Oak Brook: Radiological Society of North America (RSNA), 1994.
- [45] -BERNS, E. A, HENDRICK, R. E. Performance comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography in clinical practice. Medical Physics, v. 29, n. 5, p. 830-834, 2002.
- [46] - FURQUIM, T. A. C. Mamografia digital X mamografia convencional. Jornada Paulista de Radiologia – 21 a 24 abril/2004, São Paulo.
- [47] - KOPANS, D. B. Breast Imaging. 2. ed. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1998.
- [48] - Barros Lima, Gielton (2012). Física, 3ª série, ensino médio, revisão. Belo Horizonte, Editora Educacional. p. 247. ISBN 978-85-7932-512-0
- [49] - Sears, Francis W., Mark W. Zemansky e Hugh D. Young, University Physics, 6 edição, Addison-Wesley, 1983, pp.
- [50] - EISBERG, Robert RESNICK, Robert. Física Quântica – Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas. Tradução de Paulo Costa Ribeiro, Énio Costa da Silveira e Marta Feijó Barroso. Rio de Janeiro, Campus, 1979.
- [51] – Bushong, Stewart C. Manual de radiologia para técnicos – Física Biologia e proteção radiologica, Espanha Harcourt Mosby 1993.
- [52]- M. Schubauber Berigan, G. Frey e H. D. Baron, "Mammography dose in relation to body mass index, race and menopausal status, "Radiation Protection Dosimetry, vol. 98, nº 4, pp 425-32,2002.
- [53] - International Commission on Radiation Units and Measurements Patient dosimetry for x rays used in medical imaging (Report 74). Bethesda: ICRU; 2006.

- [54] - Bushberg. J. et al. The essential physics of medical imaging USA: Lippincott Williams & Wilkins 2002
- [55] - Commission of the European Communities. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Luxembourg: CEC; 2006.
- [56] - International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for digital mammography. Vienna: IAEA; 2011.
- [57] - Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys Med Biol. 1990; 35:1211-9.
- [58] - Dance DR, Skinner CL, Young KC, et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys Med Biol. 2000; 45:3225-40
- [59] - Phymed Consultores em Física Médica e radioproteção Lta, "Controle de qualidade em Mamografia, 2005. [Http://www.phymed.com.br/mamografia.htm](http://www.phymed.com.br/mamografia.htm).
- [60] - União Europeia Diretiva 97/43 Euratom do Conselho, de 30 de junho de 1997, relativo á proteção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes ionizantes em exposição radiológicas médicas. (JO L 180 de 9.7.1997, p.22).
- [61] - Aguillar V, Bauab S, Maranhão N. Mama - diagnóstico por imagem. 1ª ed. Rio de Janeiro, RJ: Revinter; 2009. p. 696.p ISBN.8537202444.
- [62] - Rangayyan R. (2005), "Biomedical Image Analysis", CRC Press; Rangayyan R. M., Ayres F. J., and Desautels J. L. (2007), "A review of computer-aided diagnosis of breast cancer: Toward the detection of subtle signs", Journal of the Franklin Institute, vol. 344, no. 3, pages 312-348.
- [63] - DENDY, P. P., HEATON, B. Physics for Diagnostic Radiology. 2a. ed., Institute of Physics Publishing, Bristol e Philadelphia, 1999.
- [64] - HASEGAWA, B. H. Medical X-Ray Imaging. 2a. ed. Medical Physics Publishing Company, Madison, 1991.
- [65] - M. Chevalier e R. Torres, "Mamografia digital," Rev Fis Med, vol. 11, n.º 1, pp. 11-26, 2010.
- [66] - Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN- Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, janeiro/2005 (CNEN NN 3.01), disponível em <http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/mostranorma>.
- [67] - International Commission on Radiological Protection, ICRP - Biological and Epidemiological Information on Health Risks Attributable to Ionising Radiation: A summary of Judgements for the Purposes of Radiological Protection of Humans,(fevereiro/2006) / ICRP 2006, disponível em http://www.icrp.org/Health_risks.pdf
- [68] - M. Chevalier, La física de la mamografía, Madrid: Física Médica, Dpto. De radiologia, Universidad Complutense Madrid, 2012.
- [69] -IAEA, International Atomic Energy Agency Radiological protection of patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy, proceedings of an international conference, held in Malaga, Spain, Vienna, n.1113, p. 26- 30. 2001

- [70] – Chen Y, et al. (2010), Brief Bioinform; Calibayes e Basis: ferramentas integradas para a calibração, simulação e armazenamento de modelos de simulação biológica, 2010.
- [71]- P. Morán, M. chevalier E. Vañó, Comparative study of dose and image quality in mammography in Madrid,” Br. J. Radiol., vol. 67, pp. 556-63, 1994.
- [72] - J. James, “The status of digital mammography,” Clin Radiol, vol. 59, nº 1, pp. 1-10, 2004.
- [73] - BALDELLI, P.; PHELAN, N.; EGAN, G. A novel method for contrast to noise ratio (CNR) evaluation of digital mammography detectors. Eur. Radiol., v.19, n.9, p. 2275 -2285, 2009.
- [74] - Young KC, Wallis MG, Ramsdale ML. Mammographic film density and detection of small breast cancers. Clin Radiol 1994; 49:461–465
- [75] -Yaffe MJ, Nishikawa RM, Maidment ADA, Fenster A. Development of a digital mammography system. Proc SPIE 1988; 914:182–188
- [76] - Sickles E. Status of digital mammography. Excerpta Medical Int. Congr. Series. Amsterdam: Elsevier. Presented at 7th Int. Congress Senol, 1993.
- [77] - Pisano ED, Yaffe M. Digital mammography. Breast Dis 1998; 10:127–135
- [78] - Feig SA, Yaffe MJ. Status of digital mammography. Semin Ultrasound CT MR 1996; p.424–443.
- [79]- Gennaro G, di Maggio C, Bellan E. Full-field digital mammography and patient dose reduction. Presented at 14th European Congress Radiology, 2002.
- [80] – Artigo de revisão Mamografia Digital: Perspetivas Actual e Aplicações Futuras Andréa Gonçalves de Freitas; Cláudio Kemp; Maria Helena Louveira; Sandra Maria Fuji wara; Leandro Ferracini Campos. Radiol Bras 2006.
- [81] - M. Chevalier e R. Torres, “Mamografia digital,” Rev Fis Med, vol. 11, n.º 1, pp. 11-26, 2010.
- [82] - M. Chevalier, la física de la mamografía, Madrid: física médica, Dpto. De radiologia, Universidad Complutense Madrid, 2012.
- [83] -UNSCEAR, Effects of Ionizing Radiation on Non-Human Biota, Report Vol. II, Annex E, 2008. www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/; <http://www.unscear.org/unscear/en/publications>.
- [84] -NCRP, Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, NCRP Report No.160, 7910 Woodmont Avenue, Suite 400, Bethesda, MD 20814 -30095.
- [85] - Comissão Nacional de Energia Nuclear, CNEN- Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, janeiro/2005 (CNEN NN 3.01), disponível em <http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/mostranorma>.
- [86]- K. C. Young, “Radiation doses in the UK trial of breast screening in women aged 40-48 years,” The British Journal of radiology, vol. 75, pp. 362-370, 2002.
- [87] -S. Obenauer, K. Hermann E. Grabbe, “Dose reduction in full-field digital mammography: an anthropomorphic breast phantom study,” British Journal of Radiology, vol. 76, nº 907, pp. 478-82, 2003.

[88]- D. R. Dance, K. A. Thilnader, M. Sandborg, C. L. Skinner, S. I. A. Castellano e C. G. “Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: Monte Carlo study,” *Journal of radiology*, vol. 73, pp. 1056-1067, 2000.

[89]- Berns, R. Hendricks e G. Cutter, “Optimization of technique factors for a silico diode array full-field digital mammography system and comparison to screen film mammography with matched average glandular dose,” *Medical Physics*, vol. 30, n° 3, pp. 334-340, 2003.

[90]- P. Morán, M. Chevalier, R. Pombar E. Vanó, “Beast doses from patients and from a standard phantom: analysis of differences,” em *Radiation Protection and Dosimetry*, 2000, pp. 117-121

[91] - SEFM; SEPR; SERAM, *Protocolo Espanhol de Controlo de cálda em Radiodiagnóstico*, Madrid: Senda Editorial, S.A., 2011

[92] -L. C. G. OLIVEIRA, *Estudo dos fatores que influenciam a dose de entrada da*, Rio de Janeiro: Monografia de conclusão de curso da Fundação Técnico Educacional Souza Marques (FTSM) – Curso de Física com ênfase em Física Médica, 2004.

[93] -C. Lawinski, J. Cole, D. Emerton, P. Clinch e A. Mackenzie, “Buyer's guide: Digital mammography,” *Centre for Evidence-based Purchasing (CEP)*, London, 2008.

FIM

ANEXO I - Distribuição geográfica do número de mamógrafos da amostra



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

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

Measurement details, as left:

kVp Mo / 30µm Mo

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

Mo / 30µm Mo + 0,1mm Al

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

Dose Mo / 30µm Mo

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

Mo / 30µm Mo + 0,1mm Al

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

Mo / 30µm Mo + 2mm Al

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

HVL (Non-Accredited) Mo / 30µm Mo

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

Mo/Mo No Paddle Specification:
kV $\pm 2\%$ or $\pm 0,5$ kV, Dose $\pm 5\%$ and \pm HVL 5%

Mo/Mo Paddle Specification:
kV $\pm 2\%$ or $\pm 0,7$ kV, Dose $\pm 5\%$ and \pm HVL 5%

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

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

Instituição
Nome Zona Registo

Sistema de Imagem
Marca Modelo

Sistema de Imagem
Tipo Marca

Novo
 Alterar
 Excluir

OK
Cancelar

Controlo Automático de Exposição

| Espessura (mm) | | kV | mAs | Combinação A/F | Kerma (mGy) | DGM (mGy) | | HVL | F.q.*c | f.s |
|----------------|------|----|-----|-------------------|-------------|-----------|------------|------|--------|-------|
| PMMA | Mama | | | | | Estimado | Tolerância | | | |
| 40 | 45 | 27 | 87 | Mo / Mo | 8.044 | 1.75 | < 2.00 | 0.35 | 0.217 | 1 |
| 45 | 53 | 28 | 99 | Mo / Mo | 10.23 | 2.05 | < 2.50 | 0.36 | 0.2 | 1 |
| 50 | 60 | 26 | 172 | Mo / Rh | 11.54 | 2.38 | < 3.00 | 0.41 | 0.203 | 1.017 |

Imprimir Relatório

Emissão de Radiação - Foco Grosso

| | Estimado | Tolerância |
|--------------------------------------|----------|------------|
| Débito de Dose @ FDD @ 28kV (mGy/s) | 12.5 | > 7.5 |
| Reprodutibilidade da dose em CAE (%) | 0.1 | < 5.0 |

CNR

| Espessura (mm) | | ROI1 | | ROI2 | | CNR LIM ESP | |
|----------------|------|------|-----|------|-----|-------------|------------|
| PMMA | Mama | VM | STD | VM | STD | Estimado | Tolerância |
| 40 | 45 | 788 | 5 | 612 | 8 | 149 | > 102 |
| 45 | 53 | 838 | 6 | 696 | 8 | 113 | > 100 |
| 50 | 60 | 786 | 7 | 627 | 9 | 111 | > 97 |

Qualidade de Imagem para 45 mm PMMA

| | Estimado | Tolerância |
|-------------------------------|----------|------------|
| Limiar de contraste 0.1mm (%) | 20.28 | < 23.00 |

<< < 1 de 52 > >>