

**Avaliação do nível de dose no útero nos exames de
mamografia digital incluindo tomossíntese**

Ana Raquel Cepeda Martins

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Proteção e Segurança Radiológica

Orientadores: Ph.D. Salvatore Di Maria, Eng. José Manuel Rodrigues Afonso

Júri

Presidente: José Pedro Miragaia Trancoso Vaz

Orientador: José Manuel Rodrigues Afonso

Vogais: Joana Margarida Rodrigues dos Santos

Outubro 2019

Declaração

Declaro que o presente documento é um trabalho original da minha autoria e que cumpre todos os requisitos do Código de Conduta e Boas Práticas da Universidade de Lisboa.

Declaration

I declare that this document is an original work of my own authorship and that it fulfils all the requirements of the Code of Conduct and Good Practices of the Universidade de Lisboa.

Agradecimentos

A presente dissertação de mestrado contou com importantes apoios e incentivos, essenciais à elaboração da mesma. Assim, desejo manifestar o meu agradecimento a quem, direta ou indiretamente, contribuiu para que este trabalho fosse possível.

Em primeiro lugar, gostaria de expressar o meu agradecimento para com os meus orientadores. Ao Engenheiro José Afonso, agradeço especialmente o empenho e dedicação prestados no momento de escolha do tema de tese e na definição do tipo de trabalho que poderia ser feito, colocando à minha disposição todos os recursos do serviço necessários. Ao Professor Salvatore di Maria, agradeço os conselhos e ajuda fundamentais, prestados durante a escrita da tese, contribuindo sempre com sugestões, ideias e literatura que me pudessem ajudar a melhorar o meu trabalho. A ambos os orientadores quero agradecer a amabilidade e a disponibilidade demonstradas para me auxiliar e aconselhar ao longo das várias fases do trabalho desenvolvido.

Seguidamente, quero agradecer também ao Professor Doutor Pedro Vaz, coordenador do mestrado em Proteção e Segurança Radiológica, do Instituto Superior Técnico. Primeiro, porque teve um papel essencial na resolução de algumas limitações associadas ao tema, sem o qual não seria possível prosseguir com esta dissertação. Segundo, agradecer pelos ensinamentos ao longo de todo o mestrado, que me marcaram não só como pessoa, mas também como futura profissional.

Quero prestar o meu agradecimento aos profissionais do serviço de radiologia do Instituto Português de Oncologia de Lisboa, Francisco Gentil. Agradeço ao Diretor do serviço, Doutor José Venâncio, pela possibilidade de utilização dos espaços e equipamentos do serviço. À equipa de Técnicos de radiologia que se mostrou disponível para me esclarecer todas as dúvidas e ajudar no que lhes fosse possível, o meu muito obrigada. Adicionalmente, agradeço ao Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes, do Instituto Superior Técnico, nas pessoas de Miguel Pereira e Joana Pereira, pela disponibilização dos dosímetros, imprescindíveis para a realização deste trabalho.

Agradeço a todos os Professores e colegas de mestrado, a oportunidade que tive de conhecer cada um deles, bem como as experiências partilhadas, que levo para a vida como recordações destes dois anos de convivência. Em especial, à Filipa, à Catarina e ao David, agradeço a amizade, os momentos de boa disposição e o companheirismo, desde o primeiro dia de aulas até ao fim do mestrado. Que a união que construímos, em tão pouco tempo, se mantenha para o resto das nossas vidas. Muito obrigada também a todos os meus amigos de longa data que, independentemente do lugar do mundo onde se encontram, preocupam-se comigo e têm sempre uma palavra de apoio para me dar.

Por fim, mas não menos importante, quero agradecer à minha família pelo apoio incondicional ao longo da minha vida académica, particularmente nestes dois anos de mestrado. Aos meus pais, Francisco e Rosa, agradeço a oportunidade e incentivo para continuar a estudar e a força que me deram no momento de candidatura, acreditando sempre em mim e nas minhas capacidades. À minha irmã e melhor amiga, Beatriz, agradeço a companhia, as gargalhadas e a alegria que me proporciona, aliviando-me, nem que seja momentaneamente, de todos os problemas que tenho. Obrigada pelo vosso amor e compreensão, não só agora, mas sempre.

Resumo

Introdução: A mamografia convencional, considera-se segura para realizar durante a gravidez mas apresenta algumas limitações que podem ser ultrapassadas utilizando a tomossíntese. Este exame pode ser realizado por mulheres que não sabem se estão grávidas. O objetivo do trabalho consiste em avaliar o nível de dose no útero na mamografia incluindo tomossíntese e aferir sobre o risco para o feto.

Materiais e Métodos: O mamógrafo utilizado foi o *Mammomat Inspiration* da Siemens. Recorreu-se a um fantoma físico antropomórfico, placas de PMMA e dosímetros TLD para a determinação da dose glandular média e dose no útero. Definiram-se três planos de irradiação, nos quais se estabeleceu a relação entre Kerma no ar e dose glandular média e aplicou-se essa relação para estimar a dose no útero. **Resultados:** No 2º plano o Kerma no ar foi 3,37 vezes superior à dose em modo tomossíntese, e 3,24 vezes superior, em modo mamografia 2D. As doses no útero calculadas variaram entre 0 e 0,015 mGy, sendo a dose total estimada para o útero igual a 0,048 mGy. **Conclusões:** Para a mama, quando comparadas as doses das projeções adquiridas em modo 2D e em modo tomossíntese, verificou-se que não existe uma diferença significativa no valor das doses obtidas para ambos. Face à dose no útero, os valores de dose obtidos parecem indicar que a realização da mamografia incluindo tomossíntese é segura durante a gravidez.

Palavras-chave: cancro da mama associado à gravidez, mamografia, tomossíntese, dose glandular média.

Abstract

Introduction: Conventional mammography is considered safe to be performed during pregnancy, but it presents some limitations that can be overcome using tomosynthesis. This exam can be done to women who don't know if they are pregnant. The objective is to evaluate the dose level in the uterus during mammography including tomosynthesis and assess the risk to the fetus. **Materials and Methods:** The mammograph used was Simens Mammomat Inspiration. It was also used a physical anthropomorphic phantom, PMMA plates and thermoluminescent dosimeters to measure entrance air Kerma values on the breast and abdomen phantom in order to successively estimate the mean glandular dose (MGD) and the dose in the uterus. In order to accomplish these results, three-breast irradiation plans that could be encountered in routine clinical examinations, were defined according to different exposure parameters. **Results:** In the second plan the air Kerma was 3,37 times higher than the MGD in tomosynthesis and 3,24 times higher in 2D mammography mode. The calculated doses in the uterus varied between 0 and 0,015 mGy with the total estimated dose in the uterus equal to 0,048 mGy in the scenario where both breasts are examined. **Conclusions:** Regarding the breast, when the doses from the acquired projections in 2D mammography and tomosynthesis mode are compared, it was verified that there is no significant difference between the dose values obtained for both modes. For the dose in the uterus, the obtained dose values seem to indicate that the performance of mammography including tomosynthesis is safe during pregnancy.

Key words: pregnancy associated breast cancer, mammography, tomosynthesis, mean glandular dose.

Índice

Agradecimentos.....	iv
Resumo	v
Abstract.....	vi
Índice de Figuras.....	ix
Índice de Tabelas	xi
Lista de abreviaturas	xiii
1. Introdução.....	1
1.1. Motivação e objetivos	1
1.2. Organização da tese	2
2. Física das radiações e dosimetria.....	4
2.1. Radiação ionizante e as suas características	4
2.2. Principais métodos de interação dos fótons com a matéria.....	5
2.2.1. Dispersão de Rayleigh	5
2.2.2. Dispersão de Compton.....	5
2.2.3. Efeito fotoelétrico.....	6
2.3. Grandezas dosimétricas.....	7
2.4. Dosimetria em mamografia	9
2.5. Princípios de proteção radiológica	11
3. Cancro da mama associado à gravidez.....	13
3.1. Métodos de diagnóstico do cancro da mama	14
4. Mamografia.....	16
4.1. Constituintes do mamógrafo	16
4.1.1. Tubo de raios X	16
4.1.1.1. Alvo e filtro.....	18
4.1.2. Colimador	18
4.1.3. Compressor.....	18
4.1.4. Detetor de raios X.....	19
4.1.5. Grelha anti dispersora	19
4.1.6. Detetor <i>phototimer</i>	19
4.2. Evolução do sistema de deteção	19
4.3. Mamografia digital com Tomossíntese.....	22
4.4. Efeitos biológicos das radiações nos fetos	23
5. Materiais e Métodos	28
5.1. Materiais utilizados	28
5.1.1. Mamógrafo	28
5.1.2. Fantoma Alderson de radioterapia feminino	29
5.1.3. Placas de PMMA	31
5.1.4. Dosímetros TLD	32
5.1.5. Materiais auxiliares.....	34
5.2. Fases do trabalho.....	34

5.2.1. Fase de recolha de dados	34
5.2.2. Fase de irradiação dos dosímetros termoluminescentes.....	36
5.2.2.1. Planos de irradiação.....	37
5.3. Determinação da Dose Glandular Média	42
5.3.1. Determinação do HVL	42
5.3.2. Determinação dos fatores de correção a aplicar	42
5.4. Determinação da dose no útero	43
6. Resultados.....	44
6.1. Cálculo de fator g e c.....	44
6.2. Cálculo da dose glandular média	46
6.2.1. Dose glandular média para o 1º plano de irradiação	47
6.2.2. Dose glandular média para o 2º plano de irradiação	49
6.3. Estimativa da dose no útero	54
6.3.1. Dose no útero para o 1º Plano de irradiação	54
6.3.2. Dose no útero para o 2º Plano de irradiação	55
6.3.3. Dose no útero para o 3º Plano de irradiação	59
7. Discussão	61
8. Conclusões.....	64
Referências Bibliográficas	67
Anexos.....	72
A – Fatores de conversão para o cálculo da Dose Glandular Média.....	72

Índice de Figuras

Figura 1- Representação esquemática da dispersão de Rayleigh [17].	5
Figura 2- Representação esquemática da dispersão de Compton [17].	6
Figura 3- Exemplo da ocorrência do efeito fotoelétrico num átomo de iodo [17].	6
Figura 4 - Grandezas dosimétricas em mamografia [24].	10
Figura 5- Idade média das mulheres aquando da primeira gravidez para o ano de 1995 e 2016 (ou mais recente) [37].	13
Figura 6- Representação esquemática do mamógrafo e respetivos constituintes principais [17].	16
Figura 7- Representação esquemática do tubo de raios X [40].	17
Figura 8- Espectro de Bremsstrahlung, picos de raios x característicos e espectro combinado para um ânodo de Molibdénio [17].	17
Figura 9- Representação esquemática da constituição de um recetor de imagem num equipamento de mamografia em película [22].	20
Figura 10- Representação esquemática dos constituintes do detetor de conversão indireta [17].	21
Figura 11- Representação esquemática dos constituintes do detetor de conversão direta [17].	21
Figura 12- Representação do movimento do mamógrafo durante a realização da tomossíntese [11].	23
Figura 13- Representação esquemática dos efeitos diretos e indiretos da radiação ionizante [45].	24
Figura 14- Exemplo do mamógrafo <i>Mammomat Inspiration</i> , presente no serviço de radiologia do IPO de Lisboa [55].	28
Figura 15 A e 15 B - Fantoma Alderson de radioterapia utilizado e demonstração do seu esquema de posicionamento no mamógrafo.	30
Figura 16- Placas de PMMA colocadas no mamógrafo.	31
Figura 17A e 17B- Dosímetros TLD utilizados.	33
Figura 18 A e 18 B- Posicionamento dos dosímetros nas placas de PMMA e fantoma no 1º plano de irradiações.	37
Figura 19 A e 19 B- Posicionamento do detetor de raios X para a aquisição da projeção médio oblíqua lateral do 2º e 3º conjuntos do 2º plano de irradiações.	40
Figura 20 A e 20 B- Demonstração do número e posicionamento dos dosímetros utilizados no 3º plano de irradiações.	41
Figura 21- Fator g em função do HVL para 5 cm de PMMA.	44
Figura 22- Fator c em função do HVL para 5 cm de PMMA.	44
Figura 23- Imagem adquirida no 1º plano de irradiação.	46
Figura 24- Imagem adquirida no 2º conjunto do 2º plano de irradiação.	46
Figura 25- Imagem adquirida no 3º conjunto do 2º plano de irradiação.	47
Figura 26- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para cada repetição do 1º plano.	48
Figura 27- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para o 1º conjunto do 2º plano.	49
Figura 28- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para o 2º conjunto do 2º plano.	50
Figura 29- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para o 3º conjunto do 2º plano.	51

Figura 30- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para o 4º conjunto do 2º plano. 52	
Figura 31- Comparação das doses glandulares médias obtidas nos vários planos de irradiação. 53	
Figura 32- Identificação do posicionamento dos dosímetros com registo de dose no fantoma. 55	
Figura 33- Valor das doses em mGy, no útero, estimadas para cada conjunto de irradiações. 59	

Índice de Tabelas

Tabela 1- Fatores de ponderação tecidual.	8
Tabela 2- Valores de referência para a DGM em mamografia digital 2D e tomossíntese.	11
Tabela 3- Limites de dose para trabalhadores e membros do público.	12
Tabela 4- Efeitos determinísticos em função da dose e fase da gestação.....	25
Tabela 5- Especificações técnicas do Mammomat Inspiration.	29
Tabela 6- Valores de espessura do PMMA e respetiva conversão para a espessura da mama, em centímetros.	32
Tabela 7- Valores médios e máximos dos parâmetros aplicados na mamografia 2D.....	35
Tabela 8- Valores médios e máximos dos parâmetros aplicados na tomossíntese.	35
Tabela 9- Relação entre compressão aplicada e kV selecionados pelo equipamento no modo TOMO.	36
Tabela 10- Condições de irradiação aplicadas no 1º plano.....	37
Tabela 11- Condições de irradiação aplicadas no 1º conjunto de simulações do 2º plano.....	38
Tabela 12- Condições de irradiação aplicadas no 2º conjunto de simulações do 2º plano.....	38
Tabela 13- Condições de irradiação aplicadas no 3º conjunto de simulações do 2º plano.....	39
Tabela 14- Condições de irradiação aplicadas no 4º conjunto de simulações do 2º plano.....	39
Tabela 15- Condições de irradiação aplicadas no 3º plano.....	41
Tabela 16- Valor de HVL obtido em modo Mamografia 2D e Tomossíntese.	42
Tabela 17- Parâmetros utilizados para a realização da interpolação considerando 5 cm de PMMA. .	43
Tabela 18- Fatores de correção utilizados no cálculo da DGM.	45
Tabela 19- Valores de Kerma no ar obtidos em cada dosímetro nas 3 repetições.	47
Tabela 20- Valores de DGM obtidas para cada dosímetro nas 3 repetições, DGM média por cada repetição e DGM média total do 1º plano de irradiação.	48
Tabela 21- Valores de Kerma no ar obtidos nas 3 repetições para o 1º conjunto de irradiações.	49
Tabela 22- Valores de DGM obtidas nas 3 repetições e DGM média total do 1º conjunto de irradiações do 2º plano.....	49
Tabela 23- Valores de Kerma no ar obtidos nas 3 repetições para o 2º conjunto de irradiações.	50
Tabela 24- Valores de DGM obtidas nas 3 repetições e DGM média total do 2º conjunto de irradiações do 2º plano.....	50
Tabela 25- Valores de Kerma no ar obtidos nas 3 repetições para o 3º conjunto de irradiações.	51
Tabela 26- Valores de DGM obtidas nas 3 repetições e DGM média total do 3º conjunto de irradiações do 2º plano.....	51
Tabela 27- Valores de Kerma no ar obtidos nas 3 repetições para o 4º conjunto de irradiações.	52
Tabela 28- Valores de DGM obtidas nas 3 repetições e DGM média total do 4º conjunto de irradiações do 2º plano.....	52
Tabela 29- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 1º plano.	54

Tabela 30- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 1º conjunto do 2º plano.	55
Tabela 31- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 2º conjunto do 2º plano.	56
Tabela 32- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 3º conjunto do 2º plano.	57
Tabela 33- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 4º conjunto do 2º plano.	58
Tabela 34- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado no 3º plano de irradiação.	59

Lista de abreviaturas

2D- Duas Dimensões.

ACR- Faculdade Americana de Radiologia, do inglês, *American College of Radiology*.

ALARA- Tão baixo quanto razoavelmente possível, do inglês, *As Low As Reasonably Achievable*.

C²TN- Centro de Ciências e Tecnologias Nucleares.

CC DTA- Crânio-caudal direita.

CC ESQ- Crânio-caudal esquerda.

DGM- Dose Glandular Média.

ESD- Dose à superfície de entrada, do inglês, *Entrance Skin Dose*.

ICRU- Comissão internacional de unidades e medidas radiológicas, do inglês, *International Commission on Radiation Units and Measurements*.

IPO- Instituto Português de Oncologia.

LET- Transferência Linear de Energia, do inglês, *Linear Energy Transfer*.

LNT- Modelo linear sem limite, do inglês, *Linear No Threshold*.

OBML DTA- Oblíqua médio lateral direita.

OBML ESQ- Oblíqua médio lateral esquerda.

PMMA- Polimetilmetacrilato, do inglês, *Polymethyl methacrylate*.

TLD- Dosímetros termoluminescentes.

1. Introdução

1.1. Motivação e objetivos

A doença oncológica é, em pleno século XXI, uma das doenças mais preocupantes, não só pela sua incidência, mas também pela sua mortalidade, ambas elevadas. De facto, 1 em cada 5 homens e 1 em cada 6 mulheres desenvolvem algum tipo de neoplasia ao longo da sua vida [1]. Segundo a Organização Mundial de Saúde, a doença oncológica consiste assim na segunda causa de morte a nível mundial e em 2018 estima-se ter sido responsável pela morte de 9,6 milhões de indivíduos [2]. Em Portugal, no que diz respeito à percentagem de mortes por tumores malignos, os dados do Instituto Nacional de Estatística revelam que, no ano de 2017, aproximadamente 25% dos óbitos tiveram como causa tumores malignos [3]. De acordo com os mais recentes dados de 2018, também em Portugal, o cancro consiste na segunda causa de morte, ficando apenas atrás das doenças cérebro-cardiovasculares [4].

Dentro da doença oncológica, são vários os cancros que se podem desenvolver, sendo alguns mais predominantes, como é o caso do cancro do pulmão, colorretal e da mama feminina. Face a este último, trata-se do segundo tipo de cancro com maior incidência, correspondendo a 25% de todos os cancros diagnosticados, e consiste na principal causa de morte por cancro, isto é 15% dos óbitos, na população feminina, a nível mundial [1]. Nos Estados Unidos da América, estimou-se que em 2017 seriam detetados 252710 novos casos de cancro de mama no sexo feminino [5]. Por sua vez, no Reino Unido, os dados mais recentes revelam que o cancro da mama é a neoplasia mais comum nas mulheres, correspondendo a 31% dos casos [6][7]. Por fim, em Portugal, o cancro da mama é a neoplasia mais frequente e mais mortal nas mulheres [8], representando 27,1% dos novos casos de cancro nas mesmas, em 2018 [9]. Um dos tipos de cancro da mama consiste no cancro da mama associado à gravidez, que se espera que tenha um aumento da sua incidência, sobretudo a entre a faixa dos 35 aos 45 anos de idade [10].

Das várias técnicas de imagiologia que hoje em dia estão ao dispor, a mamografia, quer no cancro da mama quer no cancro da mama associado à gravidez, tem um papel importante [11]. Não obstante, dadas algumas limitações, sobretudo para o segundo caso [12], a associação da técnica de tomossíntese à mamografia convencional permitiu aumentar a capacidade diagnóstica.

De acordo com o *Future Markets Insight*, nos Estados Unidos da América, em 2016, esperava-se que houvesse um aumento do número de mamógrafos com tomossíntese, bem como na Europa ocidental e na Ásia (excluindo o Japão). De facto, no relatório, "*Digital Breast Tomosynthesis Equipment Market: Global Industry Analysis and Opportunity Assessment, 2016 – 2026*", estima-se que durante esse período, a taxa de crescimento anual composta do mercado global aumente 13,9% a nível das receitas [13]. Desta forma espera-se então que continue a aumentar o número de mamografias com tomossíntese, incluindo em Portugal.

Ainda assim, é possível afirmar que a tomossíntese é uma técnica relativamente recente e o número de estudos que avaliam a utilidade da técnica não é muito elevado. No documento

“*Appropriateness Criteria® Breast Imaging of Pregnant and Lactating Women*” da American College of Radiology, (ACR) é afirmado que não existem dados relativos à utilidade da tomossíntese, mas dadas as alterações fisiológicas, as pacientes podem beneficiar das características desta técnica para um melhor diagnóstico [14]. No que diz respeito à dosimetria, é também pequeno o número de estudos feitos sobre o assunto. Até à data, apenas dois estudos que se debruçaram sobre a caracterização dosimétrica se encontravam disponíveis. No primeiro estudo, de 2015, as doses calculadas para os vários órgãos foram obtidas com recurso a simulações de Monte Carlo, usando um fantoma de voxel feminino [15]. No segundo, de 2018, pretendeu-se estimar a *Entrance Surface Dose* (ESD) através da colocação de dosímetros num fantoma antropomórfico, não tendo sido o útero um dos órgãos estudados [16].

Além dos casos até agora referidos, isto é, de mulheres que necessitam de fazer mamografias sabendo que estão grávidas, também existem casos de pacientes que realizam este exame sem saber se o estão. Ainda que sejam sempre previamente questionadas sobre a possibilidade de estarem grávidas, as pacientes podem só descobrir a gravidez depois de realizarem o exame. Isto pode levar ao regresso das pacientes aos serviços de imagiologia, onde manifestam preocupação pelo estado de saúde dos fetos, pela ocorrência de eventuais malformações que possam derivar da exposição à radiação ionizante a que foram submetidas, e se há ou não necessidade de interromper a gravidez.

Assim, é de extrema importância certificar que uma determinada técnica é segura para realizar durante a gravidez, seja esta conhecida ou não. Face à mamografia convencional, sendo o risco para o feto muito baixo, é consensual que este exame é seguro para realização durante a gravidez. Não estando isto ainda claro no que diz respeito à tomossíntese, e no sentido de complementar os estudos previamente realizados, o objetivo da dissertação de mestrado consiste em avaliar o nível de dose no útero nos exames de mamografia incluindo tomossíntese e aferir sobre o risco para o feto, associado a este exame.

1.2. Organização da tese

A presente dissertação encontra-se dividida em 7 capítulos. No capítulo 1 é abordada a doença oncológica com especial atenção para o cancro da mama, através de alguns dados estatísticos. É também explicada a motivação e definido objetivo da dissertação.

No capítulo 2 é introduzida a física das radiações e os princípios de proteção radiológica. Seguidamente são enumeradas as grandezas dosimétricas, incluindo dosimetria aplicada à mamografia, e brevemente descritos os tipos de interações que a radiação ionizante tem com a matéria.

O capítulo 3 é dedicado ao cancro da mama associado à gravidez, definindo-o e diferenciando-o do cancro da mama em mulheres não grávidas, descrevendo as suas principais características. Adicionalmente é avaliada a utilidade de várias técnicas do radiodiagnóstico para diagnosticar esta neoplasia e brevemente referidas as opções de tratamento que podem ser tomadas.

No capítulo 4 é explorada, em maior pormenor, a mamografia, identificando o seu papel no cancro da mama associado à gravidez. É feita uma análise dos principais componentes do equipamento e

abordada a evolução que os mesmos sofreram até chegar à tomossíntese. Neste capítulo estão ainda presentes os efeitos biológicos das radiações nos fetos. É brevemente explicado o modo como a radiação ionizante pode provocar esses efeitos e apresentada a diferença entre efeitos determinísticos e estocásticos. Por fim são explicadas as consequências de irradiação dos fetos com determinadas doses, ao longo do período de gestação e referidos os valores de dose típicos da mamografia.

O capítulo 5, corresponde aos materiais e métodos e inicialmente enuncia quais os materiais utilizados neste trabalho bem como o seu funcionamento e/ou características. De seguida são apresentadas as fases do trabalho prático.

No capítulo 6 encontram-se os resultados obtidos, acompanhados de uma breve análise dos mesmos.

O capítulo 7 consiste na discussão, onde é feita uma comparação dos resultados obtidos com os resultados de outros trabalhos realizados no mesmo âmbito, presentes na literatura.

Por fim, no capítulo 8 são apresentadas as conclusões e o trabalho que pode ser desenvolvido futuramente.

2. Física das radiações e dosimetria

2.1. Radiação ionizante e as suas características

Apesar da descoberta da radioatividade se ter dado no ano de 1896 por Henri Becquerel, a radiação esteve sempre presente e consiste simplesmente em energia, sob a forma de ondas ou partículas, que viaja através da matéria e do espaço. A radioatividade está intimamente relacionada com a composição do núcleo dos átomos, que se pode assumir que é constituído por neutrões e protões. Algumas combinações destes dois elementos originam núcleos estáveis, e outras originam núcleos instáveis ou radioativos. Esta instabilidade não é desejada, por isso, o átomo, que procura sempre atingir a estabilidade, converte neutrões em protões ou vice versa, com simultânea emissão de radiação. O número de átomos radioativos que decai ao longo do tempo consiste na atividade e a unidade do sistema internacional é o Becquerel (Bq) [17].

De uma forma geral é possível dividir a radiação em duas grandes categorias – ionizante e não ionizante – em função da sua capacidade para remover eletrões dos átomos da matéria com que interage. A radiação não ionizante não possui essa capacidade e tem como exemplos a luz visível, a radiação infravermelha e as micro-ondas. A radiação ionizante, por sua vez, é energética o suficiente para ejetar eletrões da matéria. Este tipo de radiação inclui a radiação eletromagnética, como é o caso dos raios X e gama e partículas como as alfa e beta e os neutrões [17,18].

As partículas alfa (α) são partículas pesadas e de curto alcance, que são facilmente paradas com uma folha de papel. Assim, externamente não são particularmente perigosas pois não conseguem atravessar a pele. Não obstante, internamente, caso se dê inalação ou ingestão de produtos ou substâncias emissoras de partículas alfa, por exemplo, são muito perigosas e conseguem provocar elevado dano biológico, sendo diretamente ionizantes [19,20]. As partículas beta (β) podem ser eletrões (β^-) ou positrões (β^+) e apresentam uma capacidade de penetração superior às partículas alfa, podendo atravessar a pele e provocar dano na mesma, sendo assim perigosas interna e externamente. O seu alcance é também superior mas podem ser paradas com uma espessura fina de alumínio ou plástico sendo igualmente diretamente ionizantes [19,20]. Os raios X e raios gama são radiação eletromagnética indiretamente ionizante com elevada capacidade de penetração, tipicamente designados por fotões (“pacotes” de energia). Os raios gama são provenientes do núcleo do átomo e mais energéticos. Os raios X são provenientes da nuvem eletrónica e tipicamente menos energéticos. Ambos necessitam de materiais de elevada densidade, como o chumbo, para serem blindados [19,20]. Por fim, os neutrões são partículas sem carga, com o maior poder de penetração, que necessitam de espessuras elevadas de materiais ricos em hidrogénio, como a água, o betão ou parafina para serem parados. Por si só não provocam ionização diretamente, porém, ao interagirem com a matéria dão origem aos outros tipos de radiação ionizante previamente mencionados [19].

Apesar da radiação eletromagnética ionizante ser potencialmente perigosa para a saúde, simultaneamente tem um papel fundamental nas modalidades do radiodiagnóstico, que se trata da área da medicina que utiliza raios X para poder fazer imagens do corpo humano, como é o caso da mamografia.

2.2. Principais métodos de interação dos fótons com a matéria

Devido à sua relevância no radiodiagnóstico, é importante compreender de que forma os fótons, nomeadamente os raios X, podem interagir com a matéria.

2.2.1. Dispersão de Rayleigh

A dispersão de Rayleigh ocorre quando o fóton de raios X interage com a totalidade do átomo sem perda de energia. Assim sendo não ocorre ionização e é emitido um fóton disperso com a mesma energia do incidente mas com uma trajetória desviada por um pequeno ângulo (figura 1). A sua probabilidade de ocorrência no intervalo de energias do radiodiagnóstico é, contudo, baixa [17].

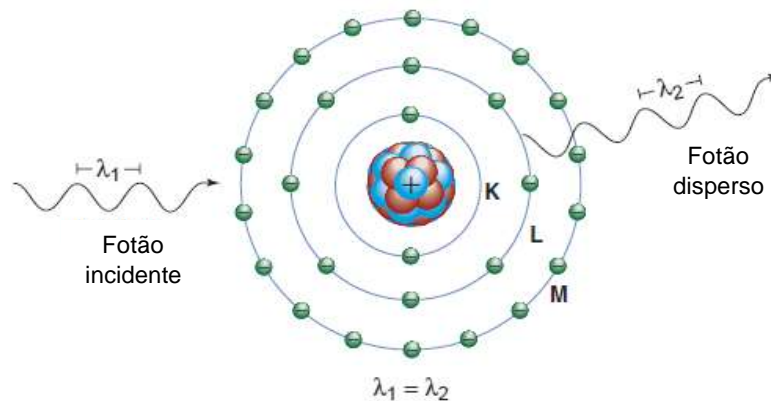


Figura 1- Representação esquemática da dispersão de Rayleigh [17].

2.2.2. Dispersão de Compton

A dispersão de Compton ocorre quando um fóton incidente interage com um elétron da banda de valência do átomo, dando-se ionização do mesmo. Daqui resulta a ejeção do elétron e a emissão de um fóton disperso (figura 2). Uma vez que se dá a conservação da energia e do momento, a energia do fóton incidente é igual à soma da energia do fóton disperso e da energia cinética do elétron. Este tipo de interação é predominante quando os raios X de energias típicas do radiodiagnóstico interagem com os tecidos moles [17].

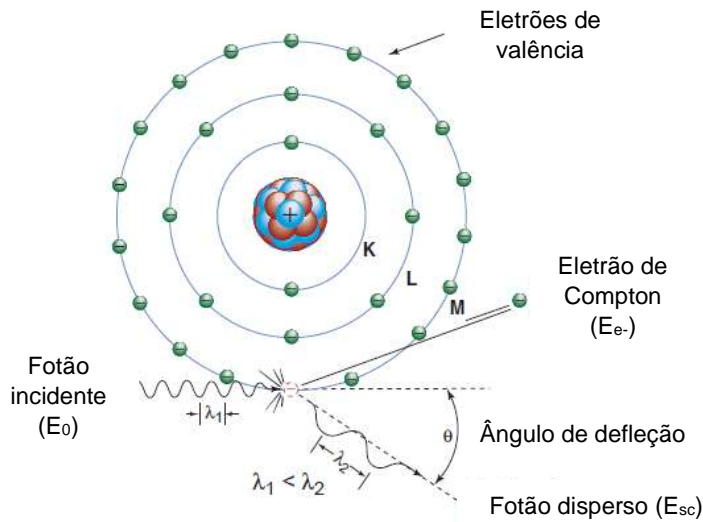


Figura 2- Representação esquemática da dispersão de Compton [17].

2.2.3. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico consiste na interação de um fóton com um elétron, dando-se a transferência da energia total do fóton para o elétron. O elétron é ejetado com uma energia que é igual à energia do fóton incidente menos a energia de ligação do elétron à camada onde se encontrava. Após a ejeção do elétron, o átomo fica ionizado por isso um elétron da camada externa seguinte irá ocupar o seu lugar. Esta transferência de camada pode levar à emissão de raios X característicos ou de elétrons Auger (figura 3). Uma vez que a probabilidade de emissão de raios X característicos aumenta com o aumento do número atômico da matéria, é pouco provável que ocorra a sua emissão na interação dos raios X da energia do radiodiagnóstico com os tecidos moles, de baixo número atômico [17].

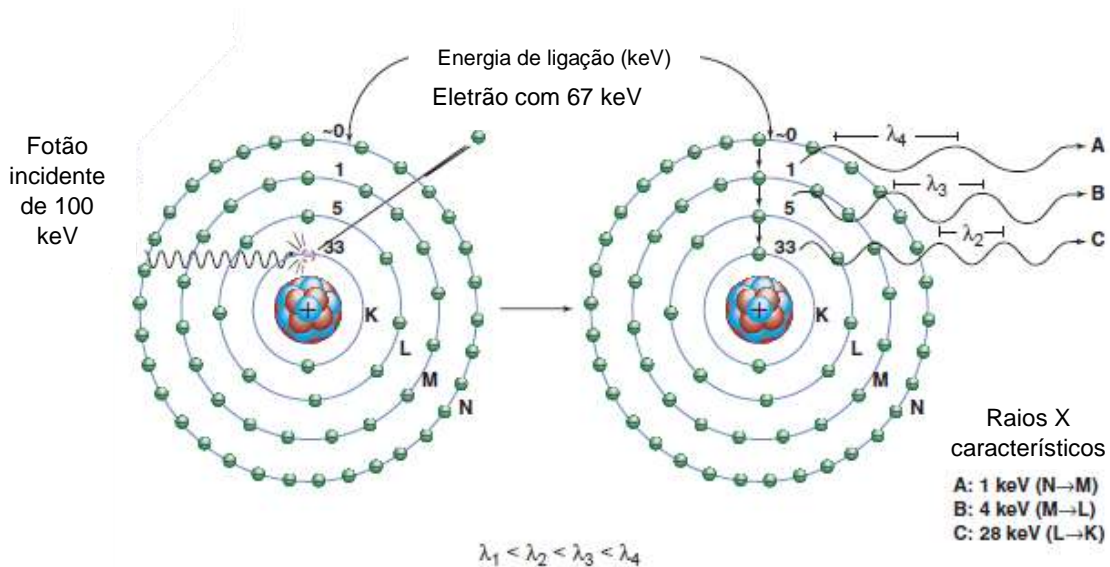


Figura 3- Exemplo da ocorrência do efeito fotoelétrico num átomo de iodo [17].

2.3. Grandezas dosimétricas

Por forma a controlar o modo como a radiação é aplicada e garantir que a sua utilização é segura, dispomos da dosimetria e das respetivas grandezas dosimétricas, que se dividem em físicas, de proteção radiológica e operacionais [21].

Começando pelas grandezas físicas, a fluência, Φ , é o quociente entre o número de partículas incidentes numa esfera, dN , e o volume dessa esfera, da . A unidade da fluência é o m^{-2} .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

A seguinte grandeza física é o Kerma. O KERMA (do inglês, *Kinetic Energy Released per unit Mass*), K , está relacionado com a transferência de energia, proveniente de partículas não carregadas como os fótons, para a matéria. Matematicamente consiste no quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é o valor da energias da radiação indiretamente ionizante, transferidas para as partículas carregadas, numa massa, dm , de material. A unidade em que o Kerma é expresso consiste no Gray (Gy) [22].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2)$$

Quando ocorre a transferência de energia dos fótons para a matéria, isto ocorre em dois modos diferentes. Primeiro, dá-se a transferência da energia dos fótons para partículas carregadas secundárias, os eletrões, através dos vários tipos de interações dos fótons com a matéria, já mencionados. Em seguida, estas partículas carregadas realizam transferências de energia para o meio, através de excitações ou ionizações dos átomos. Posto isto, o Kerma é uma grandeza composta por dois componentes, o Kerma radiativo, K_{rad} , e o Kerma de colisão, K_{col} . O primeiro está relacionado com a porção da energia cinética inicial das partículas carregadas secundárias que é dissipada pela sua conversão em energia de fótons. O segundo está associado às colisões das partículas secundárias com o meio, que resultam em ionizações e excitações [22].

Por fim, a dose absorvida, D , consiste no quociente entre a energia média, $\bar{\epsilon}$, em joules, da radiação ionizante e um determinado meio, com uma dada massa, m , em quilogramas. A unidade em que esta grandeza é expressa consiste no Gray, podendo ser apresentada nos seus submúltiplos [18,23].

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.3)$$

É possível verificar que o Kerma e a dose absorvida são expressos na mesma unidade e ambos estão relacionados com a quantificação da radiação ionizante, no entanto, o Kerma é tipicamente utilizado para quantificar um campo de radiação ionizante enquanto a dose é utilizada para quantificar os efeitos da radiação ionizante. Sucintamente, o Kerma está relacionado com o local onde a energia das partículas não carregadas é transferida para as partículas carregadas secundárias. A dose absorvida está relacionada com o local onde a energia das partículas carregadas secundárias é por sua vez libertada [22].

No entanto, a dose absorvida não tem sempre o mesmo impacto a nível biológico devido aos diferentes tipos de radiação ionizante que interagem com os tecidos. Assim, surgiram as grandezas de

proteção radiológica e definiu-se a dose equivalente, H_T . Esta consiste na multiplicação da dose absorvida de uma dada radiação R, num órgão ou tecido, $D_{T,R}$, por um fator, W_R , que representa o tipo e qualidade da radiação em causa. No caso dos fótons, o fator é igual a 1. A unidade da dose equivalente é o Sievert (Sv) podendo ser também apresentada nos seus submúltiplos [18,23].

$$H_{T,R} = W_R \times D_{T,R} \quad (2.4)$$

Ainda assim, a dose equivalente não tem em consideração o facto de que os vários tecidos e órgãos têm diferentes radios sensibilidades. Para tal introduziu-se a dose efetiva, E, que consiste na multiplicação da dose equivalente calculada para um dado órgão, H_T , por um fator, W_T , que representa o risco associado à irradiação desse mesmo órgão. A unidade da dose efetiva também é o Sievert, podendo ser apresentada nos submúltiplos [18,23]. Os fatores W_T , encontram-se apresentados na tabela 1.

$$E = W_T \times H_{T,R} \quad (2.5)$$

Tabela 1- Fatores de ponderação tecidular.

Tecido ou órgão	W_T	Somatório dos W_T para os órgãos enumerados
Medula óssea vermelha, cólon, pulmão, estômago, mama, tecidos diversos¹	0,12	0,72
Gónadas	0,08	0,08
Bexiga, esófago, fígado, tiroide	0,04	0,16
Superfície óssea, cérebro, glândulas salivares, pele	0,01	0,04
Total (corpo inteiro)	-	1

Tabela retirada de [23].

Por fim, no que diz respeito às grandezas operacionais, estas têm como objetivo fornecer uma estimativa do valor das grandezas da proteção radiológica relacionadas com uma exposição. Têm por base a relação entre um campo de radiação expandido e alinhado e a “esfera ICRU”².

A grandeza operacional de monitorização individual é o equivalente de dose, $H_p(d)$, que consiste no equivalente de dose na “esfera ICRU”, a uma dada profundidade, isto é, 10 mm para a dose efetiva e 0,07mm para dose equivalente na pele, mãos, pulsos e pés [23].

¹ Média aritmética para o tecido suprarrenal, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa bucal, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo e útero/colo do útero.

² A “esfera ICRU” define-se por uma esfera com 30 cm de diâmetro, densidade de 1 g.cm⁻³ e uma massa composta por 76.2% de oxigénio, 11.1% de carbono, 10.1% de hidrogénio e 2,6% de azoto, ou seja equivalente ao tecido humano. O campo alinhado e expandido é um campo de radiação homogéneo no qual a esfera ICRU fica exposta com fluência e distribuição de energia iguais aos de um ponto de referência, P, de um campo real, mas com distribuição da fluência unidirecional.

Para monitorização de área, existe o equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, e o equivalente de dose direcional, $H'(d,\Omega)$. O primeiro corresponde ao equivalente de dose que seria produzido pelo campo expandido e alinhado correspondente na “esfera ICRU” a 10 mm de profundidade, num raio oposto à direção do campo. O segundo corresponde ao equivalente de dose produzido pelo campo expandido correspondente na “esfera ICRU” a uma dada profundidade, numa direção específica, Ω . Além da profundidade para a pele e extremidades, $H'(0,07,\Omega)$, adiciona-se a profundidade de 3 mm para a monitorização do cristalino, $H'(3,\Omega)$. A unidade em que se expressam todas as grandezas operacionais é o Sievert (Sv) [23].

2.4. Dosimetria em mamografia

Como foi possível observar na tabela 1, a mama está incluída na lista de órgãos cujo fator de ponderação é o mais elevado, nomeadamente 0,12. Com o aumento do número de mamografias é importante garantir que os equipamentos estão a funcionar corretamente e que por isso, a dose que as mamas das pacientes recebem está dentro dos valores aceitáveis estabelecidos e é tão baixa quanto possível, garantindo que as imagens têm qualidade diagnóstica. Para aferir sobre esta dose, existem parâmetros na dosimetria que são específicos da mamografia, como a dose glandular média.

A dose glandular média (DGM) consiste no parâmetro que descreve a dose absorvida pela mama e pode ser aferida com base em pacientes ou em fantasmas. Analisando a figura 4 é possível compreender quais as grandezas dosimétricas que estão envolvidas na mamografia, e que a dose glandular média implica o conhecimento da dose à superfície de entrada no órgão [24].

Para determinar a dose à superfície de entrada podem ser utilizados dosímetros termoluminescentes (TLD), que medem o Kerma no ar incluindo retrodispersão. Os dosímetros são colocados na superfície da mama ou na superfície de placas de PMMA, sendo a tarefa mais facilitada no segundo caso uma vez que é possível definir um ponto de referência para o posicionamento e manter a posição igual em todas medições efetuadas. Além do valor de Kerma no ar é necessário o conhecimento de fatores que corrigem as condições nas quais a irradiação é realizada.

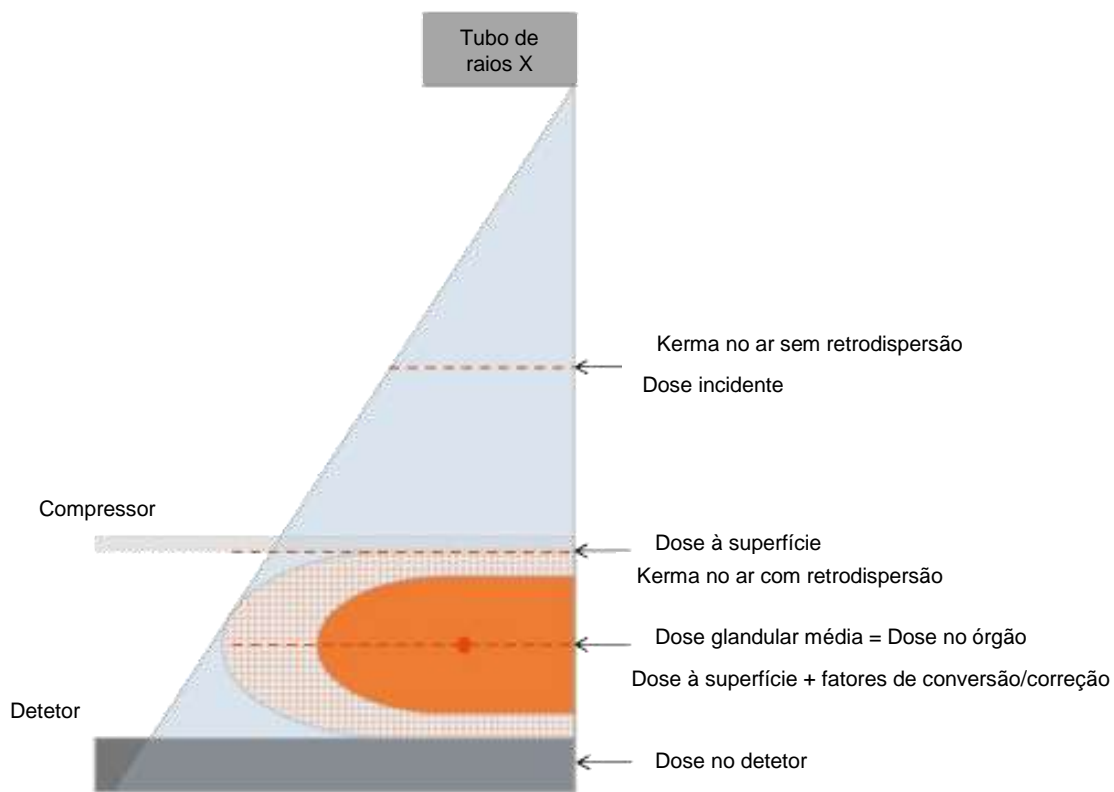


Figura 4 - Grandezas dosimétricas em mamografia [24].

Assim, o cálculo da dose glandular média para a mamografia digital convencional é feito com base na seguinte equação,

$$DGM_{MD} = K \times g \times c \times s \quad (2.6)$$

onde “K” consiste no Kerma no ar à superfície de entrada. O fator “g” corresponde a uma mama média com glandularidade de 50%, o fator “c” tem a função de corrigir glandularidades diferentes de 50% e o fator “s” corrige as diferenças relacionadas com a escolha do espectro de raios X. Estes fatores de conversão foram calculados por Dance et al. através de cálculos de Monte Carlo e encontram-se tabelados [25] (Anexo A). A unidade do sistema internacional é o Gray (Gy).

Quando se utiliza a mamografia incluindo tomossíntese, a fórmula de cálculo da dose glandular média para uma tomossíntese completa inclui ainda um outro fator como se pode ver em seguida [26]:

$$DGM_T = K_T \times g \times c \times s \times T \quad (2.7)$$

$$\text{Com } T = \sum_i \alpha_i t(\theta_i) \quad (2.8)$$

Neste caso, o fator adicionado, T, consiste no somatório de todas as projeções da tomossíntese multiplicadas por α_i , que representa a divisão da corrente aplicada pelas várias projeções. Caso a

corrente aplicada seja igual para todas então o cálculo do fator T dá-se pela seguinte fórmula, onde N representa o número de projeções adquiridas [26]:

$$T = \frac{1}{N} \sum_i t(\theta_i) \quad (2.9)$$

Os valores do fator T estão igualmente tabelados e encontram-se disponíveis, inclusive, para mamógrafos específicos de determinadas marcas. Na tabela 4A em anexo está apresentado o fator T para o equipamento utilizado neste trabalho, para as várias espessuras de PMMA.

Os valores limite para a dose glandular média para mamografia digital 2D e para tomossíntese, estabelecidos pelos protocolos de controlo de qualidade europeus, encontram-se apresentados na tabela 2.

Tabela 2- Valores de referência para a DGM em mamografia digital 2D e tomossíntese.

Espessura de PMMA (cm)	Valor limite de dose (mGy)		
	Mamografia Digital 2D		Tomossíntese
	aceitável	atingível	
2	<1,0	<0,6	1,2
3	<1,5	<1,0	1,5
4	<2,0	<1,6	2,0
4,5	<2,5	<2,0	2,5
5	<3,0	<2,4	3,0
6	<4,5	<3,6	4,5
7	<6,5	<5,1	6,5

Tabela adaptada de [25,26].

2.5. Princípios de proteção radiológica

Após a descoberta dos raios X, a ausência do conceito de “proteção radiológica” levou à ocorrência de múltiplos acidentes que levaram à consciencialização de que seria necessário estabelecer alguns comportamentos de segurança [27]. O contínuo aumento do conhecimento na área levou ao estabelecimento dos três pilares fundamentais da proteção e segurança radiológica- a justificação, a otimização e os limites de dose.

De acordo com o princípio da justificação, qualquer prática que envolva exposição à radiação ionizante é justificada se dela resultar um benefício, individual ou coletivo, superior aos prejuízos para a saúde. No caso da área médica devem ser consideradas todas as alternativas disponíveis, envolvendo ou não radiações ionizantes [28].

O princípio da otimização afirma que todas as doses decorrentes da exposição devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente possível (princípio ALARA). Isto deve, contudo, ter em

consideração os fatores económicos e sociais condicionantes e garantir que são sempre obtidas as informações médicas necessárias [28].

Por fim, segundo o princípio da limitação de dose, o somatório das doses recebidas não pode ultrapassar os limites estabelecidos em função do tipo de exposição e do órgão que é exposto. Os valores de dose estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3- Limites de dose para trabalhadores e membros do público.

Exposição	Limite de dose			
	Efetiva	Equivalente		
		Cristalino	Pele	Extremidades
Ocupacional	20 mSv ³	20 mSv ⁴	500 mSv	500 mSv
Público	1 mSv	15 mSv	50 mSv	Não se aplica

Tabela adaptada de [28].

Este último princípio não é aplicado aos pacientes dado que muitos dos exames ou práticas realizadas a nível hospitalar, estando justificados, ultrapassam os limites de dose estabelecidos para os membros do público. Porém, o caso da mulher grávida é especial pois apesar ser uma paciente, o feto que se encontra no seu útero é considerado um membro do público, cujos limites de dose devem ser respeitados.

³ Admite-se 50 mSv de dose efetiva num ano se a média anual dos 5 anos seguintes menor que a 20 mSv.

⁴ Admite-se 50 mSv de dose equivalente num ano se em 5 anos consecutivos não se ultrapassar 100 mSv.

3. Cancro da mama associado à gravidez

Dos vários tipos de cancro da mama que se podem desenvolver, um deles é o cancro da mama associado à gravidez (do inglês, *Pregnancy Associated Breast Cancer*), que consiste no cancro da mama diagnosticado durante a gravidez, um ano após o parto ou durante a fase de amamentação [10,12,29–35]. Este tipo de neoplasia é o segundo mais comum em mulheres grávidas [10,31,32,36], sendo 33 anos a idade média das mulheres atingidas [10,32]. Estima-se que possa afetar desde 1 em cada 10000 a 1 em cada 3000 gravidezes [10,32,33,36], correspondendo entre 2,6% a 6,9% das mulheres grávidas com menos de 45 anos [33].

O impacto da gravidez no eventual desenvolvimento de um cancro da mama está ainda por compreender na totalidade, por se tratar de algo bastante complexo [12]. Considera-se que múltiplas gravidezes consistem num fator protetor contra o cancro da mama a longo prazo, porém, para algumas mulheres, a gravidez consiste num fator negativo que leva ao desenvolvimento da doença [33]. Ainda assim, o surgimento desta neoplasia durante a gravidez está associado a dois fatores muito importantes – Primeiro, sabe-se que na sociedade moderna atual, as mulheres, por motivos pessoais ou profissionais, têm adiado a gravidez, sendo cada vez mais velhas aquando da primeira gestação (figura 5⁵) [10,12,30,32,34–36].

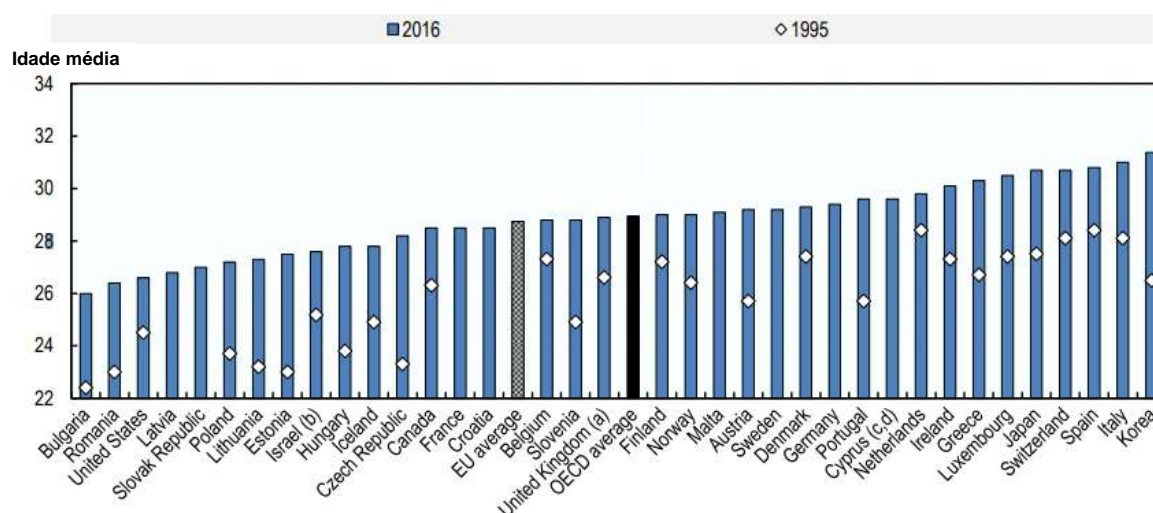


Figura 5- Idade média das mulheres aquando da primeira gravidez para o ano de 1995 e 2016 (ou mais recente) [37].

⁵ Notas: Relativamente ao Canadá, os dados de 2016 referem-se a 2011.

a) Dados do Reino Unido incluem apenas Inglaterra e País de Gales;

b) Os dados estatísticos de Israel são fornecidos por e sob a responsabilidade das autoridades israelitas relevantes. O uso de tais dados pela OCDE não prejudica o status das Colinas de Golá, Jerusalém Oriental e os territórios israelitas na Cisjordânia, nos termos do direito internacional;

c) Nota de rodapé da Turquia: As informações relativas ao Chipre referem-se à parte sul da ilha. Não existe uma autoridade única que represente tanto povo cipriota grego e turco na ilha. A Turquia reconhece a República Turca do Chipre do Norte (RTCN). Até que uma solução duradoura e equitativa seja encontrada no contexto das Nações Unidas, a Turquia manterá sua posição em relação à “questão de Chipre”;

d) Nota de rodapé de todos os Estados Membros da União Europeia da OCDE e da Comissão Europeia: A República do Chipre é reconhecida por todos os membros das Nações Unidas, com exceção da Turquia. As informações neste documento referem-se à área sob controle efetivo do governo da República de Chipre.

Como se pode verificar na figura anterior, no intervalo de tempo de 21 anos, houve um aumento da idade média, das mulheres grávidas pela primeira vez, em todos os países que apresentam dados para os dois anos representados. É também possível retirar que a partir da Irlanda, inclusive, todos os seguintes países têm uma idade média igual ou superior a 30 anos de idade [37]. Apesar de, de acordo com a figura, Portugal não se encontrar dentro dessa lista de países, os dados mais recentes da base de dados PORDATA indicam que em 2018 a idade média foi de 30,4 anos, em comparação com os 25,6 anos relativos ao ano de 1995 [38].

Paralelamente a este, o outro fator consiste no conhecimento de que a probabilidade de surgimento de um tumor maligno aumenta com a idade dos indivíduos [34]. Desta forma, tendo em conta esses dois fatores, o que é expectável é que ocorra um aumento da incidência do cancro da mama associado à gravidez [10,12,29,30,35], com destaque para o período entre os 35 e 45 anos de idade [10].

Tipicamente o cancro da mama associado à gravidez começa por ser inicialmente detetado pela mulher, como sendo um nódulo indolor palpável. O problema com a deteção deste nódulo prende-se com o facto de, durante a gravidez, ocorrerem alterações físicas, tais como aumento da mama entre 200g a 400g [36], hipertrofia e secreções mamilares. Estas alterações, que são manifestações fisiológicas normais, provocadas pelas hormonas da gravidez, podem assim mascarar o surgimento de um nódulo maligno e levar a mulher e/ou os médicos a desvalorizar os achados [29,32,34,35]. A consequência desta desvalorização consiste no atraso do diagnóstico, bastante comum nestas situações, que geralmente varia entre 1 a 3 meses [10] podendo chegar até aos 13 meses [33]. Adicionalmente, Bonnier et al. afirmou que o atraso médio nas mulheres grávidas consiste em 2,2 meses, ao passo que nas mulheres não grávidas é de apenas 1,2 meses [39]. Este atraso leva a que, no momento do diagnóstico, a doença já se encontre num estado mais avançado, muitas vezes com a presença de metástases. Assim, o prognóstico para estas mulheres é pior, em comparação com as mulheres diagnosticadas que não se encontram grávidas [10,29,33,34].

3.1. Métodos de diagnóstico do cancro da mama

Face ao processo de diagnóstico, para este ser fiável, após o exame físico em que é sentida uma massa ou nódulo, é necessário recorrer a técnicas de imagiologia que auxiliam na determinação do estado da doença, essencial para escolher o protocolo de tratamento a aplicar a cada mulher. São referidas na literatura várias técnicas que podem ser consideradas, umas com mais importância que outras.

Uma das que tem maior relevância é a ultrassonografia. A ultrassonografia da mama consiste no exame de primeira linha (em mulheres cuja gravidez já é conhecida aquando do diagnóstico), realizado após a deteção do nódulo ou massa por parte da mulher. Esta técnica permite clarificar que tipo de massa palpável está presente, distinguir entre massas císticas e sólidas e avaliar a resposta ao tratamento. Possui ainda uma importante sensibilidade elevada e não utiliza radiações ionizantes, sendo segura para realizar durante a gravidez e amamentação [10,31,34,36,39].

A imagem de ressonância magnética surge, à partida como uma opção válida dado que permite detetar metastização óssea além de que não utiliza radiações ionizantes [36]. Contudo, não são abundantes nem esclarecedores os dados relativos à sua sensibilidade e especificidade, sendo por isso considerada somente em casos especiais. A administração de contraste endovenoso de gadolínio, muitas vezes necessário neste exame, não está recomendada porque o contraste pode apresentar a capacidade de atravessar a placenta, entrando na corrente sanguínea fetal [10,31,34,36]. Além disto, a posição necessária para realizar o exame pode levar a uma pressão prolongada no útero, provocando o corte da circulação sanguínea no órgão [31].

Uma vez que há risco de a doença estar metastizada pode ser necessária a realização de uma radiografia do tórax para avaliar o envolvimento pulmonar. Quando associada ao uso de blindagens a nível abdominal, também se considera segura para o feto [10].

As tomografias computadorizadas na zona abdominal devem ser evitadas dada a elevada dose a que o feto estaria sujeito [10]. A realização da tomografia por emissão de positrões com tomografia computadorizada associada está recomendada apenas após o parto, igualmente devido à dose que o feto pode receber [31].

Além das técnicas referidas até agora, a mamografia é também uma das relevantes. Esta técnica consiste na aplicação de raios X para o estudo da mama, seja para fim de rastreios seja para diagnóstico (do inglês, *screening mammography* e *diagnostic mammography*) [11]. Após se concluir que a doença é maligna, através da ultrassonografia e eventualmente biópsia, a mamografia é importante porque pode permitir encontrar calcificações que não sejam evidentes na ultrassonografia, perceber se o tumor é bilateral ou multicêntrico, identificar assimetrias de densidade, linfadenopatias axilares e aumentos da espessura da pele [31,34,36]. Com o objetivo de facilitar a comunicação entre médicos e evitar erros de análise dos achados, entre outros, em 1993 a ACR desenvolveu o sistema BI-RADS (do inglês, *Breast Imaging Reporting and Data System*). Este sistema permite a utilização de uma terminologia padrão aplicável a todas as mamografias, bem como um sistema de classificação para mamografias, ultrassonografias e imagiologia por ressonância magnética da mama [40]. Apesar de ser uma técnica que utiliza radiação ionizante, não se considera contraindicada para realizar durante a gravidez. Não obstante, quando se trata de uma mulher grávida a realizar este exame, as alterações fisiológicas referidas previamente provocam uma diminuição da sensibilidade da mamografia, levando a que a análise e interpretação da mesma sejam bastantes dificultadas [12].

4. Mamografia

4.1. Constituintes do mamógrafo

Atualmente a mamografia desempenha um papel fundamental na imagiologia mamária, não só pela sua importância ao nível no diagnóstico, em casos de suspeita, mas também porque é a modalidade utilizada nos programas de rastreio do cancro da mama. Na figura 6 é possível observar um esquema que representa um mamógrafo típico atual, com os seus principais componentes assinalados. Cada um destes componentes tem um papel importante na mamografia e a evolução do equipamento dependeu também de mudanças nos mesmos. Em seguida são brevemente abordados alguns desses componentes.

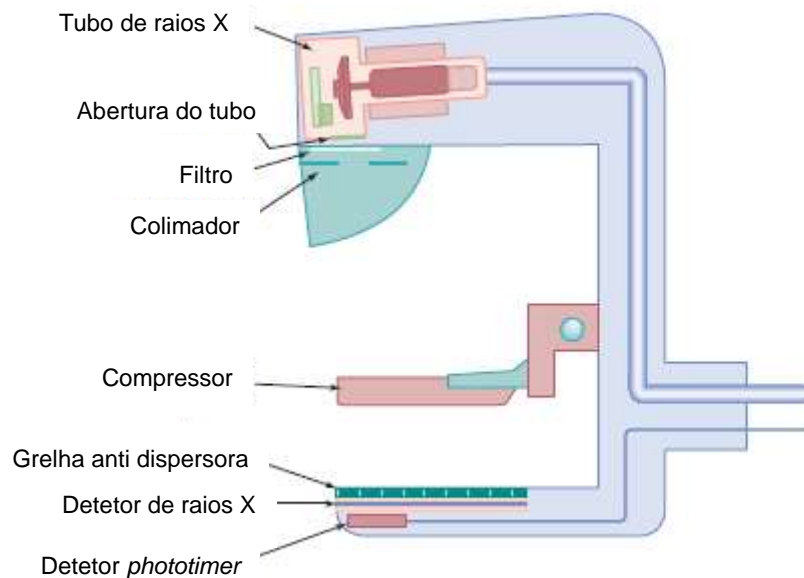


Figura 6- Representação esquemática do mamógrafo e respetivos constituintes principais [17].

4.1.1. Tubo de raios X

Para a realização de uma mamografia é necessária a presença de um equipamento dedicado e elementos fundamentais como o tubo de raios X. O tubo de raio X permite produzir os raios X necessários para a formação da imagem e encontra-se representado na figura 7.

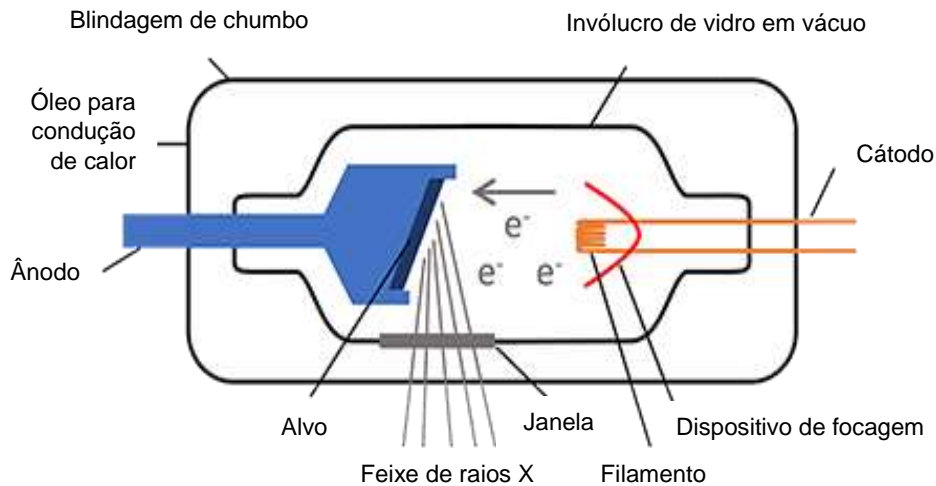


Figura 7- Representação esquemática do tubo de raios X [40].

Os raios X são produzidos quando elétrons com elevada energia cinética, provenientes do cátodo, interagem com a matéria de um dado alvo, presente no ânodo. A produção dos elétrons dá-se pela aplicação de uma corrente que atravessa o filamento do cátodo, aquecendo-o. Este aumento de temperatura permite a libertação dos elétrons. À medida que os electrões viajam do cátodo em direção ao ânodo sofrem uma aceleração, resultante da voltagem aplicada entre o cátodo e ânodo. Quando ocorre a colisão dos electrões com o alvo no ânodo, dá-se a conversão da energia cinética dos primeiros em produção de calor (99%) em produção de raios X (1%) [17,41].

Se nesta produção de raios X, os electrões interagirem com outros electrões dos átomos do alvo, provocando a sua ejeção, ocorre a produção de raios X característicos e a sua energia depende do material constituinte do alvo. Se, por outro lado, os electrões se aproximarem do núcleo dos átomos, o campo elétrico do átomo pode provocar um desvio da trajetória do electrão, com perda de energia associada. Esta perda de energia consiste em radiação X de bremsstrahlung, correspondendo à maioria dos fótons de raios X presente no feixe produzido [17,41]. Na figura 8 está representado o espectro típico de raios X para um ânodo de Molibdénio, com uma tensão de 30 kV aplicada.

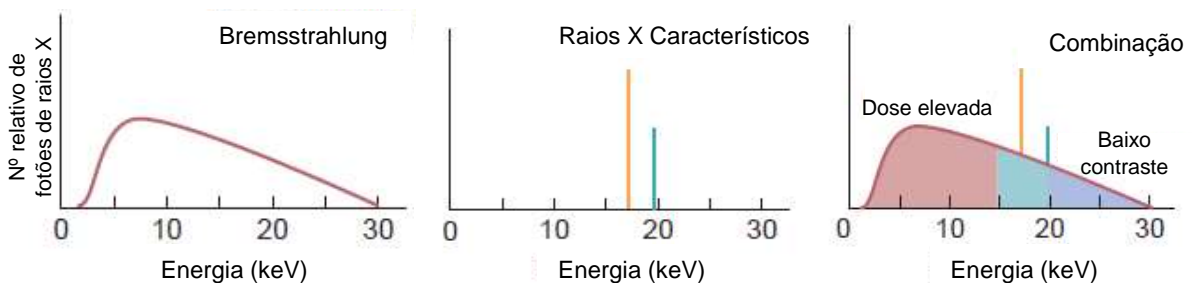


Figura 8- Espectro de Bremsstrahlung, picos de raios x característicos e espectro combinado para um ânodo de Molibdénio [17].

O feixe de raios X abandona o tubo através de uma janela presente no último, sendo filtrado (por forma a que contenha energias o mais próximas das energias contidas no intervalo apresentado

com cor verde no espectro combinado da figura 8) e colimado antes de interagir com a mama e levar à produção da imagem [17,42].

O gerador de raios X permite escolher o valor da tensão aplicada, da corrente e o tempo de exposição. A corrente do tubo de raio X, em miliamperes é proporcional ao número de elétrons por segundo que se deslocam do cátodo em direção ao ânodo. Os equipamentos atuais possuem um modo de aquisição com controlo automático da exposição, onde são definidos os parâmetros de tensão e corrente em função da espessura da mama, após compressão.

4.1.1.1. Alvo e filtro

O ânodo, que como visto constitui também o alvo dos elétrons, é tipicamente feito de molibdénio, ródio ou tungsténio. A escolha destes materiais prende-se com as energias dos raios X característicos provenientes da camada K da nuvem eletrónica, ideais para a formação de imagem. Os ânodos em mamografia são tipicamente rotativos para evitar que os elétrons bombardeiem sempre a mesma zona do alvo [17].

Quando o feixe de raios X é produzido, abandona o tubo atravessando a sua janela, que possui uma camada de berílio e um filtro cuja função é a de modificar o espectro de raios X emitido. Começando pela camada de berílio, esta vai impedir a passagem dos raios X de bremsstrahlung de muito baixa energia (inferior a 5 keV). O filtro por sua vez provoca remoção dos raios X com energias baixas e altas, permitindo somente a passagem dos raios X com as energias desejadas. O material do filtro é escolhido em função do material do ânodo, podendo ser feito de molibdénio, ródio, prata ou alumínio [17].

4.1.2. Colimador

A colimação do feixe de raios X antes de interagir com o paciente é muito importante para evitar que este exponha desnecessariamente à radiação ionizante o seu tronco e os pulmões e para garantir que é incluído o máximo de tecido mamário na imagem. Isto é conseguido pela utilização de uma abertura de metal de tamanho fixo ou ajustável [17].

4.1.3. Compressor

A compressão da mama tem três funções fundamentais – a primeira consiste em diminuir a espessura da mama. A segunda função é evitar o movimento da mama durante o exame e a terceira consiste em desprojetar os vários componentes da mama para evitar que fiquem sobrepostos. Por consequência, a dose recebida pela mama é menor e ocorre menor dispersão dos raios X [17].

4.1.4. Detetor de raios X

Como o próprio nome indica, o detetor é a parte do mamógrafo que tem como função a absorção dos raios X que atravessam a mama dos pacientes e produzir uma imagem com a melhor qualidade possível. É importante que isto seja feito de forma eficiente e que se minimize a perda de informação ao mesmo tempo que se garanta uma resolução espacial adequada à visualização das imagens, especialmente micro calcificações, de forma clara e inequívoca. Existem atualmente dois tipos de tecnologias associadas aos detetores que provocam a distinção entre o tipo de mamografia – mamografia ecrã-filme e mamografia digital. As diferenças de funcionamento entre os dois tipos de detetores serão abordadas no ponto 4.2.

4.1.5. Grelha anti dispersora

A grelha anti dispersora é o método mais comum para minimizar a radiação dispersa. Esta grelha com lâminas verticais de chumbo permite que a radiação primária (que possui informação útil sobre a mama) a atravesse e atinja o detetor enquanto a radiação dispersa, proveniente do paciente em vários ângulos seja absorvida pelas lâminas da grelha. A presença da radiação dispersa provoca redução do contraste na mamografia ecrã-filme e aumento do ruído na mamografia digital [17].

4.1.6. Detetor *phototimer*

O detetor *phototimer* é um componente, presente em alguns tipos de mamógrafos convencionais, que está relacionado com a capacidade de os equipamentos realizarem o controlo automático da exposição. A sua função é medir a radiação que atravessa a mama e, assim que esta for suficiente para a aquisição da imagem com qualidade, terminar a exposição aos raios X [43]. Nos equipamentos com detetores digitais, o próprio detetor efetua essa função, sem a presença deste componente.

4.2. Evolução do sistema de deteção

Os mamógrafos atualmente existentes são produto de um apurado desenvolvimento tecnológico que permitiu obter equipamentos de alta tecnologia e de desempenhos elevadíssimos. Até final dos anos 50 as imagens de mama eram obtidas com os equipamentos de radiologia convencional, que por serem tecidos moles com densidades e número atómico muito próximo, resultava em imagens de baixíssimo contraste, com pouca utilidade para diagnóstico das lesões da mama. Foi igualmente demonstrado que a utilização da mamografia com recurso à exposição direta de película tinha como

consequência a obtenção de imagens com baixo contraste e por isso de difícil análise bem como doses elevadas para os pacientes. Nos anos 60 surgiu a xeromamografia que trouxe uma melhoria da resolução espacial e de contraste associada à redução da dose. No entanto esta técnica caiu em desuso no final da década de 1980 devido à sua baixa sensibilidade para a detecção de nódulos e por se ter conseguido obter imagens com mais qualidade à custa de uma dose ainda menor, utilizando mamografias ecrã-película. (do inglês, *screen film*) [11,17].

As mamografias ecrã-película são ainda possíveis de encontrar em alguns serviços e os detetores desses equipamentos são tipicamente constituídos por uma cassete, um ecrã intensificador e uma película sensível à luz (Figura 9).

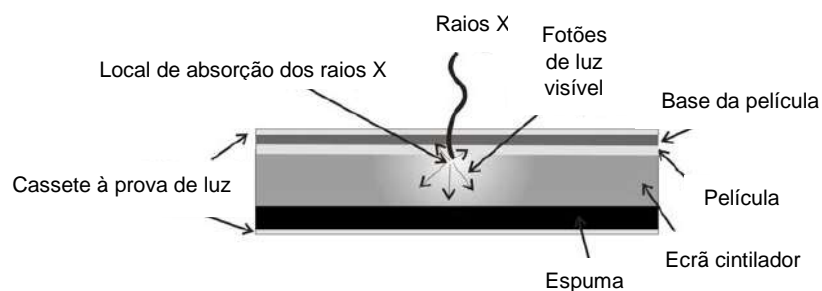


Figura 9- Representação esquemática da constituição de um recetor de imagem num equipamento de mamografia em película [22].

A radiação x tem de atravessar o invólucro da cassete e o filme (película) para atingir o ecrã que a absorve e converte em luz. A quantidade de luz que é emitida pelo ecrã é proporcional à quantidade de energia depositada pela radiação X no mesmo e o filme é consequentemente sensível ao espectro de luz que é emitida pelo ecrã [17,22].

No início do ano 2000 foi aplicada a já conhecida radiologia digital à mamografia, iniciando assim a era da mamografia digital. Na verdade, esta aplicação foi mais intensa a partir do ano de 2006 e deveu-se sobretudo aos resultados de um ensaio, o *Digital Mammography Imaging Study Trial*. Este ensaio incluiu cerca de 50000 mulheres e o objetivo foi comparar a eficiência da mamografia digital face à mamografia ecrã-filme, em termos de capacidade de análise diagnóstica das imagens. À partida esperava-se que a primeira fosse pior, dada a sua também pior resolução espacial, contudo, os resultados demonstraram que a nível da interpretação das imagens obtidas, os radiologistas não apresentaram diferenças entre as duas técnicas. Revelaram ainda que a mamografia digital permitia obter imagens de mamas mais densas com melhor qualidade, o que permitiu concluir que a resolução de contraste é assim mais importante do que a resolução espacial, para uma melhor capacidade diagnóstica [11]. Estes achados levaram assim ao aumento da procura destes sistemas sendo que em 2010, 70% dos equipamentos disponíveis nos Estados Unidos da América consistiam em mamografia digital [17].

Nos sistemas de mamografia digital presentes atualmente no mercado é possível encontrar três tipos de tecnologias relativamente ao processo de aquisição de imagem. A primeira tecnologia

consiste na chamada conversão indireta dos raios X. Neste tipo de equipamentos está presente uma matriz de vários elementos detectores de superfície plana. Cada detector é por sua vez constituído por um transistor, um eléctrodo de recolha de carga e um condensador de armazenamento da carga. Há adicionalmente uma camada de fotodíodos colocada no eléctrodo de recolha de carga de cada elemento detector, acoplados a uma camada cintiladora como Iodeto de Césio que produz luz quando irradiada pelos raios X (Figura 10).

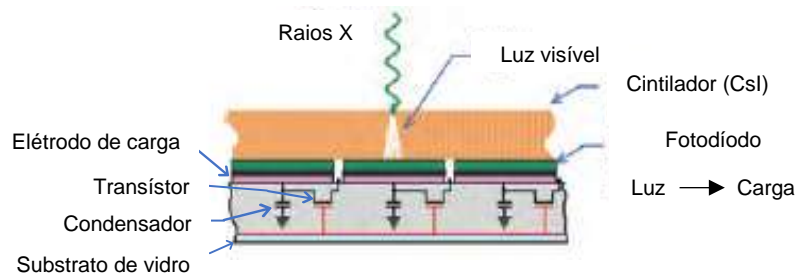


Figura 10- Representação esquemática dos constituintes do detector de conversão indireta [17].

A luz produzida cria uma carga eléctrica móvel no fotodíodo que é coletada pelo eléctrodo e armazenada no condensador. Assim que termina a exposição, os transístores são ativados, permitindo a passagem da carga armazenada para um conjunto de amplificadores e digitalizadores que converte os sinais em valores digitais correspondentes. A imagem digital é assim produzida e armazenada no computador da estação de processamento associada ao mamógrafo [17].

Uma segunda tecnologia, de conversão direta dos raios X, é semelhante à anterior, porém, possui uma camada de um material semiconductor de selénio que se encontra submetida a uma diferença de potencial de aproximadamente $10 \text{ V}/\mu\text{m}$ (Figura 11).

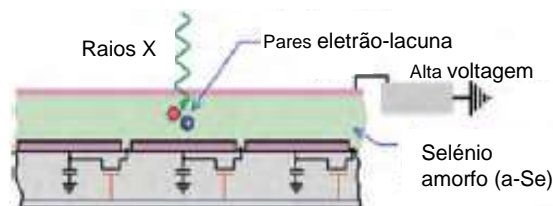


Figura 11- Representação esquemática dos constituintes do detector de conversão direta [17].

Com a irradiação por parte dos raio X, vão se formando pares eletrão-lacuna na camada semicondutora. Pela ação da voltagem aplicada dá-se a migração destes pares para os eléctrodos positivos e negativos, respetivamente, criando uma carga eléctrica que é recolhida e posteriormente armazenada no condensador [17].

Uma terceira tecnologia aprovada para mamografia digital consiste num sistema de leitura e detector de placas de imagem de fotoestimulação por fluorescência, baseada em cassete. Como o nome indica, são utilizadas cassetes onde estão presentes as placas de imagem, onde os raios X absorvidos nas últimas provocam a excitação de eletrões para níveis de energia superiores, ficando alguns presos em locais de retenção (do inglês, *traps*). Após a exposição dá-se o processamento das

placas onde um feixe de laser fornece a energia necessária para remover os elétrons dos locais de retenção. Estes elétrons regressam aos estados de energia iniciais, com emissão de luz, num processo chamado luminescência estimulada. Alguma dessa luz que é libertada chega a tubos fotomultiplicadores que produzem e amplificam uma corrente elétrica proporcional à intensidade da luz que recebem. O sinal dos tubos fotomultiplicadores é seguidamente digitalizado para que se possa formar a imagem digital [17].

A mamografia digital permitiu então colmatar limitações associadas à mamografia ecrã-filme, levando à produção de imagens com melhor qualidade e menor dose para os pacientes. A rapidez do sistema associada à independência dos processos de aquisição, processamento e apresentação das imagens também permitiu um aumento da produtividade dos serviços e, para os pacientes, um menor tempo de espera [17,22].

4.3. Mamografia digital com Tomossíntese

Como visto, a mamografia durante a gravidez não é desaconselhada, sendo aliás uma ferramenta essencial para melhor conhecer e caracterizar o tipo de cancro. Apesar dos desenvolvimentos tecnológicos terem permitido chegar à mamografia digital e às vantagens que esta introduziu, as alterações fisiológicas que as mamas sofrem, dificultando a interpretação das imagens, fazem com que tanto a sensibilidade, isto é, a capacidade de detetar um tumor, quanto a especificidade, ou seja, a existência de verdadeiros negativos, não sejam de 100%, que seria o ideal [10,12,22]. Isto acontece porque, tratando-se a mamografia de uma técnica de imagens de projeção, estas são imagens em 2D. Uma vez que a mama é composta por vários tecidos e estruturas, um tumor pode ficar mascarado devido à sobreposição dos constituintes do órgão [17,22]. Por forma a tentar ultrapassar as limitações da mamografia adicionou-se a tomossíntese à mamografia digital, como uma maneira de aumentar a capacidade diagnóstica.

A tomossíntese consiste numa técnica radiológica que se baseia na emissão de pulsos de radiação X e aquisição de projeções em diversos ângulos, com o objetivo de obter várias imagens que correspondem aos vários cortes da mama, a partir do detector, até à sua superfície que podem ser analisadas individualmente. Para que se possa realizar uma mamografia digital com tomossíntese é necessário que o mamógrafo esteja adaptado para essa função, isto é, que o braço do equipamento onde se encontra o tubo de raio X se possa mover ao longo de um conjunto de ângulos, enquanto o detector, onde na sua superfície se encontra a mama comprimida e imobilizada, permanece fixo [22], tal como se observa na figura 12.

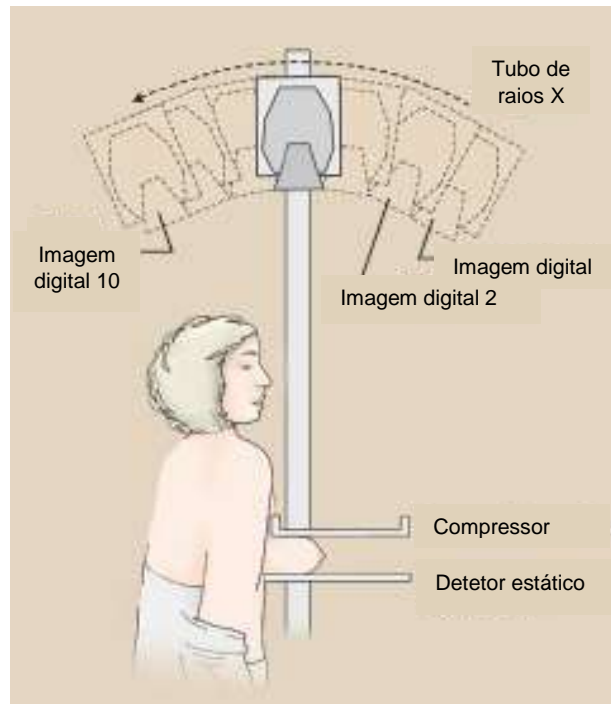


Figura 12- Representação do movimento do mamógrafo durante a realização da tomossíntese [11].

Graças à presença, no detetor, de matrizes com transístores de leitura rápida, são então obtidas imagens bidimensionais e sequenciais que podem variar em número e em ângulo em função da tecnologia de cada fabricante [22].

Apesar de significar que o médico responsável tem um maior número de imagens para analisar, quando comparada com a tecnologia convencional 2D, a tomossíntese permitiu ultrapassar algumas limitações, nomeadamente aumento da sensibilidade e também da especificidade, essenciais na deteção de cancro da mama [16,44], ainda que à custa do aumento da exposição à radiação [16]. Dado que as incidências adquiridas não são perpendiculares ao detetor, espera-se mais radiação dispersa na direção do abdómen da paciente.

4.4. Efeitos biológicos das radiações nos fetos

Apesar da conhecida utilidade das radiações ionizantes, a sua utilização não pode ser feita de modo não justificado clinicamente, dados os efeitos adversos que dela podem advir. Através de um mecanismo de ação direta, a radiação atinge as moléculas de DNA presente nas células, provocando quebras simples ou quebras duplas na molécula, alterando a sua estrutura. Estas alterações podem ter como consequência a morte celular ou, caso a célula sobreviva, levar ao desenvolvimento de uma neoplasia. De acordo com o mecanismo de ação indireta da radiação ionizante, esta interage com as moléculas de água provocando a chamada radiólise da água, produzindo radicais livres. Os radicais livres, por sua vez, vão interagir com átomos e moléculas, sobretudo a do DNA, provocando também alterações e quebras com resultados iguais aos da ação direta (Figura 13).

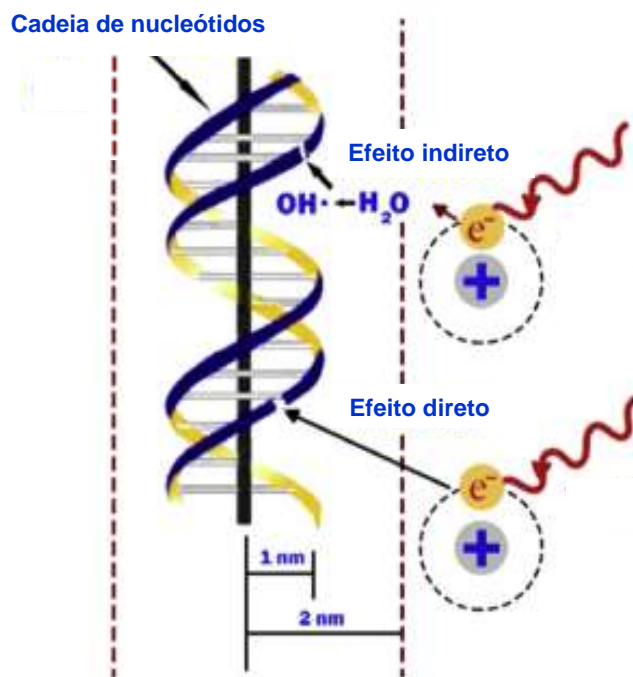


Figura 13- Representação esquemática dos efeitos diretos e indiretos da radiação ionizante [45].

Uma vez que o corpo humano é constituído por aproximadamente 70% de água, estima-se que a maioria dos danos biológicos, provocados pela radiação de baixo LET se deva ao mecanismo de ação indireta [45,46].

Adicionalmente, os efeitos biológicos da radiação podem ser divididos em duas classes, estocásticos ou determinísticos. Os efeitos determinísticos apenas ocorrem quando ultrapassado um determinado limite de dose, a partir do qual a severidade é proporcional à dose recebida. O desenvolvimento de eritema da pele ou de cataratas são exemplos de efeitos determinísticos. Os efeitos estocásticos são imprevisíveis e estão associados a uma probabilidade de acontecimento, proporcional à dose recebida, não existindo um limite de dose associado ao seu surgimento nem uma relação entre dose e severidade. Um exemplo de efeito estocástico consiste no aparecimento de um cancro após a exposição à radiação ou doenças hereditárias que surgem na descendência como consequência da irradiação das células germinativas [47–49].

O impacto que a exposição à radiação tem nos tecidos biológicos depende de alguns fatores, sendo que para os fetos, um dos que tem maior relevância consiste na radiosensibilidade. Células que se dividem muito rapidamente são mais radiosensíveis do que as que têm um ritmo de divisão mais lento. A gestação consiste num período de elevada proliferação celular, fazendo com que a fase de embrião seja a mais radiosensível na vida de qualquer indivíduo [45,48].

Os efeitos biológicos que podem surgir durante a gestação pertencem a três grandes categorias: morte, efeitos teratogénicos e efeitos mutagénicos e carcinogénicos.

A probabilidade de ocorrência destes efeitos é dependente da dose, da taxa de dose (quanto maior a dose e taxa de dose, maior será o dano) e da fase da gestação em que a grávida se encontra quando ocorre a exposição (sendo mais radiosensível durante o primeiro trimestre) [45,48,50].

Primeiramente é importante destacar que o feto se encontra exposto à radiação de fundo que, ainda que varie em função do local e que seja atenuada pelos tecidos da mãe, corresponde a 1,1 a 2,5 mGy durante a totalidade do período de gestação [47].

No que diz respeito à morte, se durante as duas semanas seguintes à concepção o feto receber uma dose até 100 mGy, espera-se o fenómeno de “tudo ou nada”, isto é, ocorrência de aborto espontâneo ou o embrião não é todo afetado [47,50].

Relativamente aos efeitos teratogénicos, estes estão tipicamente associados aos efeitos determinísticos e incluem malformações congénitas, atrasos mentais e do crescimento. As malformações congénitas são mais preocupantes da 2ª à 8ª semana de gestação. Este intervalo de tempo corresponde ao período de organogénese, altura de elevada divisão celular e por isso a fase mais radiosensível do embrião. No último trimestre de gravidez, por se ter ultrapassado a organogénese, não há registo de ocorrência de malformações. A radiosensibilidade é particularmente elevada da 8ª à 15ª semana, uma vez que se trata do momento de desenvolvimento do sistema nervoso, no qual podem desenvolver-se atrasos mentais. A radiosensibilidade diminui da 16ª à 25ª semana, a partir da qual aumenta novamente [48,50]. Quanto aos atrasos no crescimento, são possíveis de ocorrer quando exposto nos 14 dias após a concepção não se tratando, contudo, de um atraso permanente, podendo o feto recuperar dos mesmos [47].

Considera-se que doses iguais ou inferiores a 0,05 Gy (50 mGy) não provocam qualquer tipo de efeito ou, de acordo com a ACR, os efeitos são demasiado subtis para serem clinicamente detetáveis [50], independentemente da fase gestacional. No outro extremo, uma exposição superior a 50 Gy no útero significa um risco acrescido de microcefalia, atrasos no crescimento e mentais. Estes dados resultam da análise das mulheres grávidas que sobreviveram às bombas de Hiroshima e Nagasaki [48]. A tabela 4 resume a possibilidade de ocorrência dos efeitos teratogénicos referidos.

Tabela 4- Efeitos determinísticos em função da dose e fase da gestação.

Dose	Fase da gestação	Efeitos determinísticos prováveis
<50 mGy	0 a 2 semanas	Fenómeno do “tudo ou nada”
	> 2 semanas	Demasiado subtis para serem detetados clinicamente
>50 – 100 mGy	2 a 25 semanas	Alterações congénitas, atrasos no crescimento, atraso mental, microcefalia
	> 25 semanas	Não se observam efeitos com doses <100 mGy
100 – 500 mGy	Não se aplica	Aborto deve ser considerado em função da situação clínica da mulher grávida
>500 mGy	Não se aplica	Danos severos, aborto é recomendado

Tabela adaptada de [50].

Face aos efeitos mutagénicos e carcinogénicos, estes estão associados aos efeitos estocásticos. Como visto podem surgir com qualquer valor de dose e na mesma altura em que surgem naturalmente, o que torna difícil compreender se existiu uma relação de causa-efeito derivada da exposição [47,50].

Especificando a exposição à radiação ionizante para as doses típicas do radiodiagnóstico, com recurso aos raios X, incluindo as mamografias, as doses fetais são inferiores a 50 mGy por isso não estão associadas a nenhum efeito adverso no desenvolvimento dos embriões ou fetos [48,50–52]. Por outro lado, a carcinogénese é independente da dose, ainda que se considere que o risco de desenvolvimento de neoplasias seja baixo para doses inferiores a 50 mGy [47].

Adicionalmente, existem modelos que tentam estabelecer qual o risco decorrente da exposição à radiação ionizante. Particularizando para o caso das baixas doses, o relatório BEIR VII (do inglês, *Biological Effects of Ionizing Radiation*), é responsável pelas mais recentes estimativas de risco de desenvolvimento de cancro e outros efeitos negativos na saúde, como consequência da exposição a baixas doses de radiação de baixo LET [53].

De acordo com este relatório, cuja principal fonte de dados são os sobreviventes das explosões das bombas atómicas, as baixas doses são definidas como pertencentes ao intervalo de 0 até 100 mSv, de radiação de baixo LET. O que é assumido no BEIR VII é que a evidência científica atual é consistente com a hipótese de que, nas baixas doses, há uma relação linear de dose-resposta entre a exposição à radiação ionizante e o desenvolvimento de cancros sólidos em humanos. É improvável que exista um limite abaixo do qual os tumores não sejam induzidos, mas em doses baixas o seu número será pequeno. Apesar de neste intervalo de doses as limitações estatísticas dificultarem a avaliação do risco de neoplasias em humanos, o comité envolvido na criação do relatório conclui que o risco continua, de modo linear, em doses mais baixas, sem limite, e que até a menor dose tem o potencial de causar um pequeno aumento no risco para seres humanos. Essa suposição é conhecida pelo modelo "linear-no-threshold" (LNT) [53].

Relativamente à exposição durante a vida intrauterina, existe uma considerável escassez de dados sobre a mortalidade por cancro em indivíduos que foram expostos durante a gestação. Ainda assim, os dados limitados apresentados no relatório sobre os sobreviventes da bomba atómica, irradiados no útero, sugerem que as estimativas de risco para o feto não diferem significativamente daquelas observadas para os sobreviventes expostos durante os primeiros 5 anos de vida [54].

Não obstante, as conclusões retiradas neste relatório não são consensuais, sendo inclusive criticado e proposta a realização do BEIR VIII para melhor aprofundar esta temática. Isto deve-se ao facto de uma das referências que o relatório cita, relativamente à existência do modelo LNT, afirma na verdade que a linearidade em doses baixas não existe (entre 20 a 50 mGy e provavelmente além disso, entre 50 e 300 mGy). A sua aparente existência é resultado de ser forçada a extrapolação de altas doses no modelo LNT. Abaixo dessa dose, o poder estatístico dos dados não é suficiente para excluir a possibilidade teórica de um limiar de dose para efeitos de radiação [55].

Apesar de mais de 50 anos de dedicação ao estudo desta área, os dados dos estudos japoneses ainda são inconclusivos sobre quaisquer efeitos da radiação ionizante em doses abaixo de 100 mSv. Para procedimentos de imagem com doses efetivas associadas abaixo do limite superior da

radiação natural de fundo (13 mSv), a associação de qualquer estimativa de risco deve ser descontinuada pois é cientificamente incorreta [54,55].

Particularizando, na mamografia digital 2D, são adquiridas duas imagens por mama, nas projeções crânio-caudal e oblíqua medio lateral. Esta aquisição leva a uma dose glandular média que varia entre os 2 e os 4 mGy, correspondendo a 0,004 mGy para o feto. Assim, com base neste valor e com a utilização de blindagens, como aventais de chumbo, o exame é considerado seguro [14,31]. No entanto, não está claro qual é a dose fetal exata resultante da mamografia digital com tomossíntese [51].

5. Materiais e Métodos

O trabalho necessário para a realização da presente dissertação foi desenvolvido no Instituto Português de Oncologia, Francisco Gentil, de Lisboa, mais concretamente no serviço de radiologia. Foi necessário recorrer a equipamentos presentes no mesmo, mas também a materiais provenientes do Centro de Ciências e Tecnologias Nucleares, unidade de investigação do Instituto Superior Técnico.

De uma forma geral, para cumprir o objetivo estabelecido, pretendeu-se simular a realização de uma mamografia, num paciente do sexo feminino, com recurso a um fantoma físico antropomórfico, por forma a poder determinar a dose glandular média e a dose que o útero recebe decorrente desta irradiação.

5.1. Materiais utilizados

5.1.1. Mamógrafo

O mamógrafo utilizado para simular a realização do exame consistiu no *Mammomat Inspiration* da Siemens, presente no serviço de radiologia do IPO de Lisboa, sendo submetido aos devidos testes de controlo de qualidade periódicos (Figura 14 [56]). Este equipamento pode realizar mamografias *standard* 2D e tomossíntese e tem a tecnologia PRIME (do inglês, *Progressive Reconstruction Intelligently Minimizing Exposure*), solucionando o problema da radiação dispersa na obtenção da imagem [57].



Figura 14- Exemplo do mamógrafo *Mammomat Inspiration*, presente no serviço de radiologia do IPO de Lisboa [55].

A radiação dispersa surge da interação do feixe de raios X, emitido pelo equipamento, com o paciente, neste caso, com a mama. Como visto anteriormente, por forma a evitar que a radiação dispersa consiga atingir o detetor, adicionou-se aos mamógrafos uma grelha anti dispersora. Apesar desta grelha ser bem-sucedida na sua função, provoca igualmente uma atenuação do feixe primário, que formaria a imagem. Para que a imagem tenha então uma qualidade superior, torna-se necessário aumentar a dose, tipicamente para o dobro, na presença destas grelhas [58].

No entanto o *Mammomat Inspiration*, graças à tecnologia PRIME, antes da realização da tomossíntese, recolhe a grelha, estando assim disponível a totalidade do feixe de raios X para a formação da imagem. Esta última, após a realização do exame é processada e reconstruída, sendo nesta fase que se dá a remoção dos efeitos da radiação dispersa. Assim, torna-se possível uma redução da dose para o paciente de até 30%, sem que a qualidade de imagem saia prejudicada [57].

Relacionada com a característica anterior, o equipamento possui ainda a funcionalidade de OpDose que, associado ao controlo automático da exposição, permite selecionar de forma automática os parâmetros de aquisição para obter a melhor imagem possível [57].

Além da OpDose, está presente também a OpComp que consiste na capacidade de estabelecer um nível de compressão adaptado a cada mama, em vez de um valor padrão. O equipamento inicia a compressão da mama após o posicionamento e termina a compressão assim que considera ter atingido o nível indicado para maximizar a qualidade de imagem [57].

Os restantes componentes e respetivas especificações do *Mammomat Inspiration* encontram-se apresentadas na tabela 5.

Tabela 5- Especificações técnicas do Mammomat Inspiration.

Componentes	Especificação técnica
Detetor	Conversão direta de selénio amorfo (aSe)
Dimensões do detetor	24 cm x 30 cm
Material do ânodo do tubo de raios X	Tungsténio (W)
Material do filtro do feixe de raios X	0,05 mm de Ródio (Rh)
Tipo de movimento do tubo de raios X	Contínuo
Intervalo de ângulos de aquisição	- 24º a + 24º
Número de projeções adquiridas	25
Distância da fonte ao detetor	65 cm

Tabela adaptada de [57,59].

5.1.2. Fantoma Alderson de radioterapia feminino

Uma vez que não é eticamente aceitável irradiar um paciente real para efeitos de teste, foi necessário recorrer a um fantoma que representasse um paciente do sexo feminino. Os fantasmas

antropomórficos são construídos por forma a serem idênticos a seres humanos, homens e mulheres, de várias faixas etárias. Além disso, é importante que os materiais com que são construídos sejam não só semelhantes ao tecido biológico, no que diz respeito à densidade, mas também no modo como a radiação ionizante interage com os mesmos [60]. Um dos modelos de fantoma antropomórfico é o fantoma Alderson de radioterapia. Como o próprio nome indica, este fantoma é utilizado em estudos de planeamento, dosimetria e controlos de qualidade, entre outros, na área da radioterapia. O fantoma encontra-se dividido em “fatias”, (do inglês, *slices*) e é construído com base no ICRU 44 que aborda os substitutos de tecidos biológicos em dosimetria [60].

No presente trabalho foi utilizado o fantoma Alderson de radioterapia feminino, com 155 cm de altura e 50 kg de peso, encontrando-se montado e preso num suporte móvel com rodas. Como a 8ª semana de gravidez corresponde ao início do período mais radiosensível do embrião e dado que nesta fase da gravidez a mulher ainda não apresenta aumento do volume abdominal, o fantoma Alderson de radioterapia feminino pode assim substituir uma paciente que se encontre no início da gravidez.

Optou-se por remover o suporte do fantoma, ficando apenas a base móvel, e colocar o fantoma em cima de uma mesa para facilitar o posicionamento do mesmo no equipamento, tal como se pode observar na figura 15A e 15B.

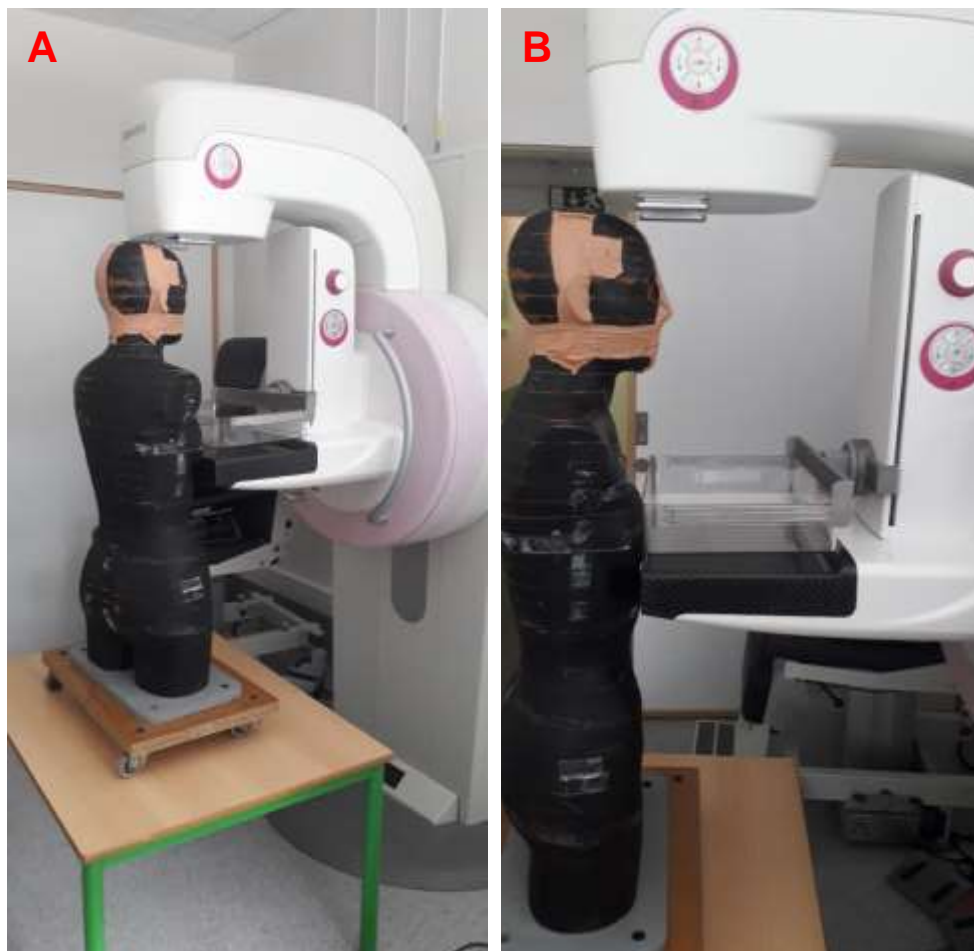


Figura 15 A e 15 B - Fantoma Alderson de radioterapia utilizado e demonstração do seu esquema de posicionamento no mamógrafo.

5.1.3. Placas de PMMA

O fantoma Alderson de radioterapia utilizado possui mamas que são removíveis, se desejado, e tal como se observa na figura 15B, optou-se pela sua remoção. A primeira razão pela qual se removeram prende-se com o facto de não ser possível, dadas as dimensões e o material das mamas, proceder à sua compressão como se de uma mama humana se tratasse. A segunda razão está relacionada com a possibilidade de variar a espessura da mama nos planos de irradiação que se criaram para o trabalho. Assim sendo, fez-se uso de placas de PMMA de várias espessuras até chegar ao valor pretendido de espessura de mama, tendo sido colocadas na posição da mama direita do fantoma (figura 16, assinadas pela seta).



Figura 16- Placas de PMMA colocadas no mamógrafo.

As placas de PMMA provenientes do C²TN podem ser consideradas para substituir a mama uma vez que existe uma conversão da espessura do PMMA para a espessura e glandularidade da mama humana (tabela 6).

Tabela 6- Valores de espessura do PMMA e respetiva conversão para a espessura da mama, em centímetros.

Espessura do PMMA (cm)	Espessura da mama (cm)	Equivalência à glandularidade da mama (%)
2,0	2,1	97
3,0	3,2	67
4,0	4,5	41
4,5	5,3	29
5,0	6,0	20
6,0	7,5	9
7,0	9,0	4

Tabela adaptada de [25].

5.1.4. Dosímetros TLD

Os dosímetros TLD, ou termoluminescentes são instrumentos que permitem medir as doses decorrentes da exposição à radiação ionizante. O funcionamento deste tipo de dosímetros tem como base a presença de um material cristalino termoluminescente. Quando a radiação atinge e interage com o cristal, fornece energia suficiente para provocar a passagem de eletrões da banda de valência para a banda de condução, ficando uma lacuna na banda de valência. Este par eletrão-lacuna tem a capacidade de se movimentar podendo ficar retido em *traps*. Esta retenção é mantida até ser fornecida a energia necessária para os libertar, isto é, até se dar o aquecimento do cristal. Para se dar a leitura dos dosímetros, estes são colocados num leitor apropriado, onde são aquecidos a uma dada temperatura, o que provoca a emissão de fótons de luz visível em quantidade proporcional à dose que foi absorvida [61,62]. Estes fótons luminosos podem ser convertidos num valor de dose graças à calibração, isto é comparação dos resultados do dosímetro que está a ser lido com os resultados de outros dosímetros irradiados previamente com doses conhecidas [63].

Existem bastantes razões pelas quais este tipo de dosímetros é frequentemente utilizado em estudos dosimétricos. A sua reduzida dimensão e por isso fraca interferência com os pacientes ou com os fantasmas utilizados, a independência de sistemas eletrónicos para serem irradiados, e ainda o facto de terem uma boa equivalência ao tecido biológico são três grandes razões para a sua escolha [61].

Posto isto, para medir a dose no fantoma físico antropomórfico, foram utilizados os dosímetros TLD- 100 H (LiF:Mg,Cu,P) Harshaw EXT-RAD, com uma forma circular e 5 mm de diâmetro.

Os TLD sofreram *reset* no dia prévio à irradiação e as suas leituras foram efetuadas no dia seguinte utilizando o leitor Harshaw 6600. Foi predefinido um perfil tempo-temperatura específico para evitar qualquer contribuição dos picos não dosimétricos [64]. O sistema de medida foi previamente calibrado em termos do Kerma no ar, utilizando um espectro ISO *Narrow* 80 (N80) no Laboratório de

Metrologia das Radiações ionizantes do Instituto Superior Técnico. O Kerma no ar (K_{ar}) foi calculado com base na equação 5.1:

$$K_{air} = \frac{RD \times Ecc}{RCF} \times f(Q) \times f(fad) \times f(E) \times f(\alpha) \quad (5.1)$$

Onde, a *Raw data* (RD) é multiplicada pelo coeficiente da correção da eficiência (Ecc) de cada detetor, pelo fator de correção de estabilidade do leitor ($f(Q)$), pelo fator de correção do efeito de *fading* ($f(fad)$), pelo fator de correção da dependência energética ($f(E)$) e pelo fator de correção de dependência angular ($f(\alpha)$), prosseguida pela divisão pelo fator de calibração do leitor (RCF). Assumiu-se que o fator de correção da estabilidade seria igual a 1, devido a não terem sido detetadas variações no controlo de qualidade efetuado. Os fatores de correção de dependência energética e angular foram igualmente considerados como iguais a 1, dadas as condições de irradiações serem bem conhecidas. O fator de correção do efeito de *fading* não foi considerado uma vez que o *fading* que ocorreu entre o *reset* e a leitura foi negligenciável. A incerteza final das medidas efetuadas é de aproximadamente 17% e consiste numa incerteza combinada considerando o contributo da eficiência do detetor, o fator de correção da estabilidade e o fator de calibração do leitor.

As figuras 17A e 17B consistem em fotografias de alguns dos dosímetros utilizados para proceder ao cálculo das doses após a realização da mamografia com e sem tomossíntese. Foram usados 119 dosímetros e destes, 116 foram irradiados, tendo os 3 restantes servido para registar a dose de fundo. No entanto, não foi realizada a subtração da dose de fundo dado o seu valor ter sido negligenciável. Cada dosímetro possui um código que foi anotado para posteriormente poder associar cada um deles e a sua respetiva leitura ao plano em que foi utilizado. Os dosímetros vinham adicionalmente acompanhados de uma fita plástica, observável na figura 17B onde podiam ser inseridos para facilitar o seu posicionamento no fantoma. Para além de colocados no fantoma, alguns dosímetros foram posicionados em cima das placas de PMMA, com o objetivo de se determinar a dose glandular média.



Figura 17A e 17B- Dosímetros TLD utilizados.

5.1.5. Materiais auxiliares

De forma menos óbvia, mas igualmente importante, foram necessários outros materiais para poder aplicar os planos de irradiação.

Como já foi mencionado anteriormente, recorreu-se a uma mesa disponível no serviço onde foi colocado o fantoma, para ser mais prático o seu posicionamento no equipamento. Utilizou-se uma fita métrica para medir a espessura das placas de PMMA e assim garantir a espessura pretendida. Na projeção oblíqua medio lateral era importante garantir o posicionamento das placas de PMMA. Para tal, utilizou-se fita adesiva para prender as placas ao detector e garantir que estariam fixas para não ocorrer nenhum acidente durante a aquisição de imagens. Da mesma forma, para que os dosímetros TLD mantivessem a posição nesta projeção, foram colados com fita cola à fita adesiva, sobre as placas de PMMA.

5.2. Fases do trabalho

5.2.1. Fase de recolha de dados

Antes de decidir sobre os parâmetros que iriam ser aplicados nos planos de irradiação do fantoma, era importante ter uma noção dos valores que são tipicamente utilizados no serviço, nesses mesmos parâmetros. Para tal, a primeira fase do trabalho consistiu numa fase de pesquisa e de registo de dados relacionados com as mamografias, incluindo tomossíntese, que se realizaram previamente no IPO de Lisboa.

Procurou-se registar dados de exames completos, isto é, de mulheres que tenham realizado mamografia 2D e tomossíntese bilaterais ou, se este número de casos fosse pequeno, exames o mais completos possível. Ao todo foram recolhidos dados de 60 exames, cujos valores máximos e médios se encontram registados nas tabelas 7 e 8.

Tabela 7- Valores médios e máximos dos parâmetros aplicados na mamografia 2D.

	TOMO CC DTA	TOMO CC ESQ	TOMO OBML ESQ	TOMO OBML DTA
Tensão (kV)	Média= 29,17	Média = 29,31	Média = 29,64	Média = 29,45
	Máx= 32	Máx = 31	Máx = 32	Máx = 32
Exposição (mAs)	Média= 183,5	Média = 197,21	Média = 212,09	Média = 204,95
	Máx= 358	Máx = 364	Máx = 376	Máx = 420
Compressão (N)	Média= 71,64	Média = 70,80	Média = 82,48	Média = 75,22
	Máx= 127,6	Máx = 114,9	Máx = 175,8	Máx = 148,7
ESD (mGy)	Média= 7,34	Média = 8,48	Média = 9,49	Média = 8,46
	Máx= 20,55	Máx = 18,91	Máx = 19,59	Máx = 17,65
Dose na mama (mGy)	Média= 2,07	Média = 2,27	Média = 2,37	Média = 2,24
	Máx= 3,6	Máx = 3,8	Máx = 4,3	Máx = 3,5
Espessura da mama (cm)	Média= 5,54	Média = 5,52	Média = 6,11	Média = 5,87
	Máx= 8,7	Máx = 7,9	Máx = 8,3	Máx = 8,5

Tabela 8- Valores médios e máximos dos parâmetros aplicados na tomossíntese.

	2D CC DTA	2D CC ESQ	2D OBML ESQ	2D OBML DTA
Tensão (kV)	Média = 28,95	Média = 29,11	Média = 29,44	Média = 29,27
	Máx = 31	Máx = 32	Máx = 32	Máx = 32
Exposição (mAs)	Média = 117,32	Média = 115,15	Média = 131,16	Média = 129,27
	Máx = 302	Máx = 259	Máx = 299	Máx = 318
Compressão (N)	Média = 68,88	Média = 69,91	Média = 84,99	Média = 76,91
	Máx = 121,4	Máx = 140,2	Máx = 148,3	Máx = 131,2
ESD (mGy)	Média = 4,77	Média = 4,75	Média = 5,72	Média = 5,49
	Máx = 15,63	Máx = 11,98	Máx = 15,53	Máx = 16,65
Dose na mama (mGy)	Média = 1,32	Média = 1,31	Média = 1,46	Média = 1,44
	Máx = 3,1	Máx = 2,7	Máx = 3,1	Máx = 3,2
Espessura da mama (cm)	Média = 5,46	Média = 5,42	Média = 5,82	Média = 5,71
	Máx = 7,9	Máx = 8,1	Máx = 8,3	Máx = 8,6

Além destes dados foi possível ainda registrar qual a relação entre a espessura da mama após a compressão e o valor de tensão que é automaticamente aplicado pelo sistema quando se realiza a tomossíntese, como se verifica na tabela 9.

Tabela 9- Relação entre compressão aplicada e kV selecionados pelo equipamento no modo TOMO.

Intervalos de valores de espessura da mama (cm)	kV
Sem compressão	28
0 – 19	25
20 – 29	26
30 – 39	27
40 – 49	28
50 – 59	29
60 – 69	30
70 – 79	31
80 – 200	32

5.2.2. Fase de irradiação dos dosímetros termoluminescentes

Após a recolha e análise dos dados obtidos na primeira fase do trabalho foi possível definir quais os planos de irradiação que se iriam aplicar no fantoma. Do ponto de vista dosimétrico, o pior cenário para a paciente, e consequentemente para o feto, consiste em realizar mamografia 2D e tomossíntese, bilaterais por isso foi esse o caso que se considerou no 2ª plano de irradiação. No entanto, uma vez que o número de dosímetros era finito e limitado, decidiu-se proceder à aplicação dos planos de irradiação apenas para a mama direita.

Como se definiram os parâmetros de aquisição específicos para aplicar nos planos, desativou-se o modo de controlo automático da exposição para que os parâmetros pudessem ser definidos manualmente. Desativou-se também o modo OpComp pois, estando os TLD na superfície das placas de PMMA, corria-se o risco de exercer demasiada pressão nos mesmos, tendo sido efetuada a compressão também manualmente. Associado à compressão, foi igualmente desativada a opção de descompressão automática. O objetivo foi evitar a ocorrência de acidentes garantindo que a descompressão é feita em condições de segurança e facilitar o processo de aquisição, evitando-se estar consecutivamente a comprimir entre as várias repetições do mesmo plano de irradiação.

5.2.2.1. Planos de irradiação

1ª Plano – Validação nas condições médias

No primeiro plano, pretende-se proceder à validação do correto desempenho do equipamento em condições médias, bastando para isso adquirir uma projeção utilizando valores médios dos parâmetros aplicados. As condições de irradiação encontram-se demonstradas na tabela 10 e na figura 18 A e 18 B encontra-se apresentado o posicionamento dos dosímetros nas placas de PMMA e no fantoma.

Tabela 10- Condições de irradiação aplicadas no 1º plano.

Condições de irradiação	
Tensão (kV)	28
Exposição (mAs)	160
Espessura de PMMA (cm)	5 (equivalente a 6 cm de mama)
Projeção adquirida	Crânio-caudal
Modo de aquisição	Tomossíntese
Número de dosímetros	7 TLD na zona do ventre + 3 TLD na mama
Número de repetições	3

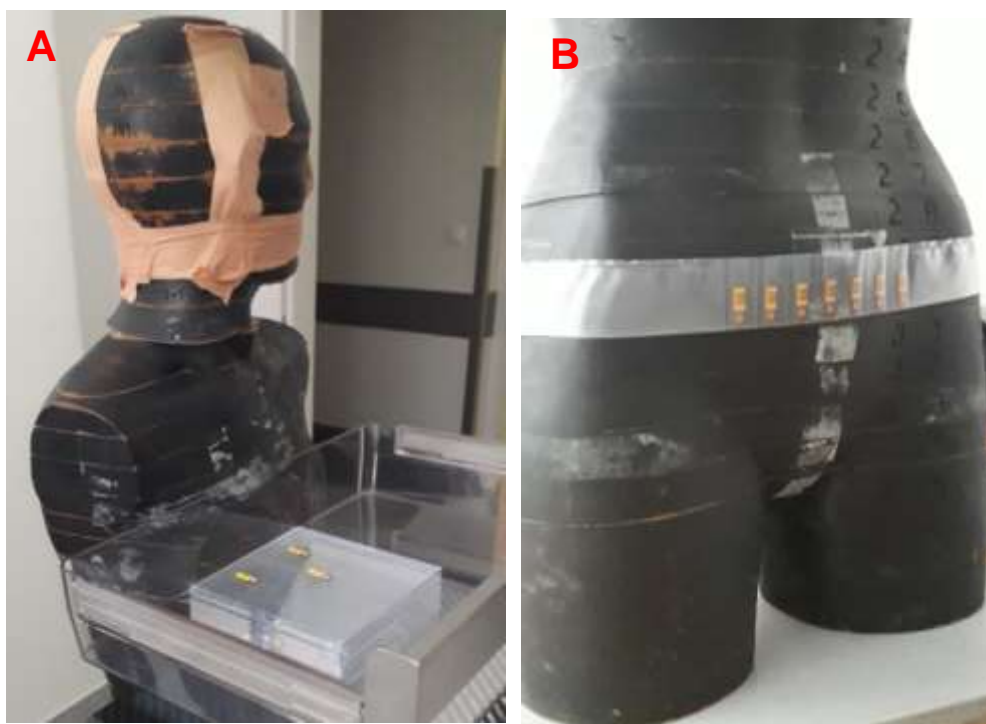


Figura 18 A e 18 B- Posicionamento dos dosímetros nas placas de PMMA e fantoma no 1º plano de irradiações.

2ª Plano – Validação nas condições extremas e mama média

No 2º plano de irradiações levou-se em consideração o cenário descrito anteriormente, isto é, de mamografia 2D e tomossíntese bilaterais. Para além disto, uma vez que se pretende determinar qual a dose mais elevada que o feto pode receber da realização deste exame, decidiu-se que neste plano se iria utilizar o valor máximo de espessura da mama e por isso também valores de tensão e exposição próximos do máximo. O que tinha sido idealizado seria 7 centímetros de PMMA, contudo, por lapso, foram mantidos os 5 centímetros do 1º plano. Da tabela 11 à tabela 14 estão indicadas as condições de irradiação. Na figura 19 A encontra-se demonstrado o posicionamento do dosímetro na placa de PMMA (indicado pela seta) e na figura 19 A e 19B é possível verificar o posicionamento do detetor de raios X, para o 3º e 4º conjunto. No 1º e 2º conjunto, o posicionamento dos dosímetros no fantoma e nas placas de PMMA é semelhante ao demonstrado nas figuras 18 A e 18 B, com a exceção de estar apenas 1 dosímetro sob as placas de PMMA e apenas 6 dosímetros na fita plástica colada no fantoma.

Tabela 11- Condições de irradiação aplicadas no 1º conjunto de simulações do 2º plano.

Condições de irradiação	
Tensão (kV)	34
Exposição (mAs)	250
Espessura de PMMA (cm)	5 (equivalente a 6 cm de mama)
Projeção adquirida	Crânio-caudal
Modo de aquisição	Mamografia 2D
Número de dosímetros	6 TLD na zona do ventre + 1 TLD na mama
Número de repetições	3

Tabela 12- Condições de irradiação aplicadas no 2º conjunto de simulações do 2º plano.

Condições de irradiação	
Tensão (kV)	34
Exposição (mAs)	250
Espessura de PMMA (cm)	5 (equivalente a 6 cm de mama)
Projeção adquirida	Crânio-caudal
Modo de aquisição	Tomossíntese
Número de dosímetros	6 TLD na zona do ventre + 1 TLD na mama
Número de repetições	3

Tabela 13- Condições de irradiação aplicadas no 3º conjunto de simulações do 2º plano.

Condições de irradiação	
Tensão (kV)	34
Exposição (mAs)	250
Espessura de PMMA (cm)	5 (equivalente a 6 cm de mama)
Projeção adquirida	Oblíqua medio lateral
Modo de aquisição	Mamografia 2D
Número de dosímetros	6 TLD na zona do ventre + 1 TLD na mama
Número de repetições	3

Tabela 14- Condições de irradiação aplicadas no 4º conjunto de simulações do 2º plano.

Condições de irradiação	
Tensão (kV)	34
Exposição (mAs)	250
Espessura de PMMA (cm)	5 (equivalente a 6 cm de mama)
Projeção adquirida	Oblíqua medio lateral
Modo de aquisição	Tomossíntese
Número de dosímetros	6 TLD na zona do ventre + 1 TLD na mama
Número de repetições	3

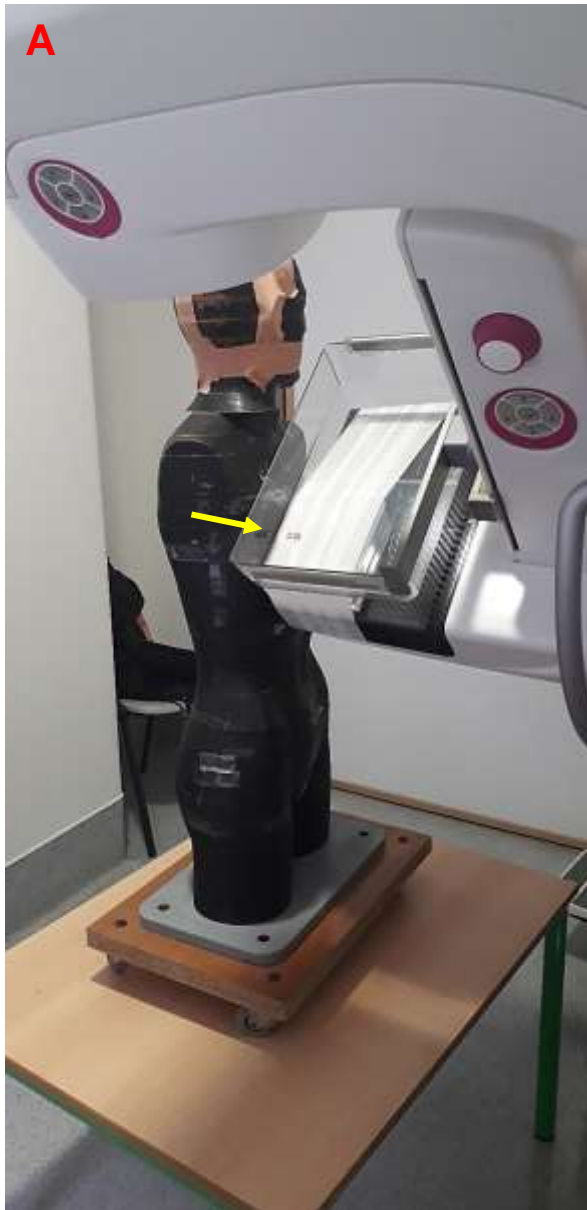


Figura 19 A e 19 B- Posicionamento do detetor de raios X para a aquisição da projeção médio oblíqua lateral do 2º e 3º conjuntos do 2º plano de irradiações.

3ª Plano – Validação nas condições extremas e mama extrema

Para compensar o lapso cometido no plano anterior, decidiu-se adicionar um 3º plano de irradiação, utilizando os dois dosímetros restantes, adquirindo uma nova projeção crânio caudal em modo tomossíntese e aumentando a espessura de PMMA para 7 centímetros. A tabela 15 apresenta as condições de irradiação aplicadas e na figura 20 A e 20 B encontra-se representado o posicionamento dos dosímetros no fantoma.

Tabela 15- Condições de irradiação aplicadas no 3º plano.

Condições de irradiação	
Tensão (kV)	34
Exposição (mAs)	250
Espessura de PMMA (cm)	7 (equivalente a 9 cm de mama)
Projeção adquirida	Crânio-caudal
Modo de aquisição	Tomossíntese
Número de dosímetros	2 TLD na zona do ventre
Número de repetições	1

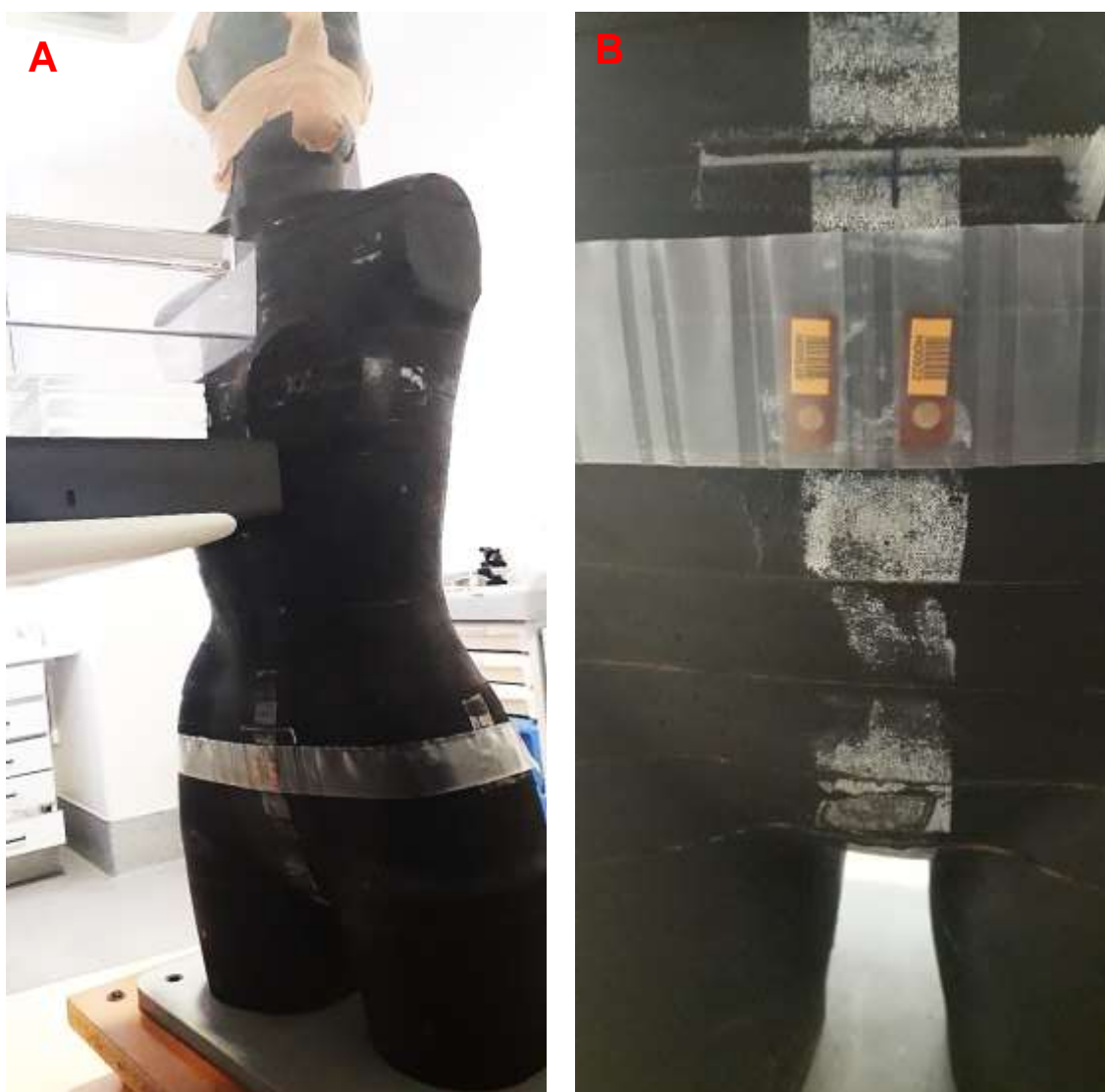


Figura 20 A e 20 B- Demonstração do número e posicionamento dos dosímetros utilizados no 3º plano de irradiações.

5.3. Determinação da Dose Glandular Média

Para a determinação da Dose Glandular Média foram utilizadas as equações 2.6 e 2.7 para a mamografia digital 2D e tomossíntese, respetivamente, anteriormente apresentadas. Como visto, para o cálculo da DGM são necessários fatores de correção, que variam em função da espessura de PMMA e em função do HVL. Por sua vez, o HVL varia em função da tensão aplicada. Tendo isto em conta, o cálculo da DGM foi efetuado para cada um dos planos de irradiação definidos.

5.3.1. Determinação do HVL

Uma vez que não foi realizada a medição do HVL do equipamento na sessão de irradiação do fantoma, recorreu-se à literatura para obter este parâmetro. Encontra-se disponível para consulta um relatório do *National Health System* do Reino Unido onde se procedeu à avaliação técnica do mesmo modelo e versão do *Mammomat Inspiration* do IPO, no qual o HVL foi um dos parâmetros avaliados (tabela 16) [65].

Tabela 16- Valor de HVL obtido em modo Mamografia 2D e Tomossíntese.

kV	Alvo/Filtro	HVL (mmAl)	
		Mamografia 2D	Tomossíntese
25	W/Rh	0,52	0,53
28	W/Rh	0,55	0,56
31	W/Rh	0,58	0,58
34	W/Rh	0,60	0,61

Tabela adaptada de [65].

Com base na tabela 16, decidiu-se assim, para o 1º plano (28 kV/5 cm/Tomossíntese) utilizar o valor de 0,56. No 2º plano, (34 kV/5 cm/Mamografia 2D + Tomossíntese) utilizaram-se os valores de 0,60 e 0,61, respetivamente.

5.3.2. Determinação dos fatores de correção a aplicar

Com base nas tabelas 1A, 2A, 3A e 4A, presentes em anexo, é possível verificar que os valores de HVL apresentados variam de 0,25 a 0,80 em intervalos de 5 em 5 não sendo por isso apresentado

nenhum fator para valores de HVL iguais a 0,56 e 0,61. Desta forma decidiu-se proceder à realização de uma interpolação, com base nos valores de HVL disponíveis, para assim poder calcular os fatores de conversão correspondentes aos valores de HVL pretendidos. Na tabela 17 encontram-se os valores utilizados para a realização das interpolação.

Tabela 17- Parâmetros utilizados para a realização da interpolação considerando 5 cm de PMMA.

Para 5 cm de PMMA		
HVL	Fator g	Fator c
0,25	0,112	
0,30	0,135	1,164
0,35	0,154	1,160
0,40	0,172	1,151
0,45	0,192	1,150
0,50	0,214	1,144
0,55	0,236	1,139
0,60	0,261	1,134
0,65	0,282	1,124
0,70	0,300	1,117
0,75	0,317	1,111
0,80	0,333	1,103

Considerando que a combinação de ânodo/filtro manteve-se igual para todos os planos de irradiação, o fator s é também igual para todos, nomeadamente 1,042. O fator T, aplicado somente nos planos com tomossíntese, também não varia, e é igual a 0,966.

5.4. Determinação da dose no útero

A estimativa da dose no útero será possível tirando partido dos dados utilizados para o cálculo da dose glandular média em cada plano. Assim, inicialmente será estabelecida uma relação entre os valores de Kerma no ar, registados pelos dosímetros colocados nas placas de PMMA, e os valores de dose glandular média, para mamografia 2D e tomossíntese, calculados posteriormente. Esta relação entre Kerma no ar e dose vai ser aplicada para a estimativa da dose no útero, aplicando o fator entre ambos aos valores de Kerma no ar, obtidos após a leitura dos dosímetros colocados no fantoma. Desta forma é possível extrapolar o valor estimado da dose recebida pelo útero e aferir sobre o risco para o feto.

6. Resultados

6.1. Cálculo de fator g e c

Com base na tabela 17, relativa aos parâmetros utilizados nos planos onde se irradiaram 5 cm de PMMA, foram construídos os gráficos apresentados nas figuras 21 e 22.

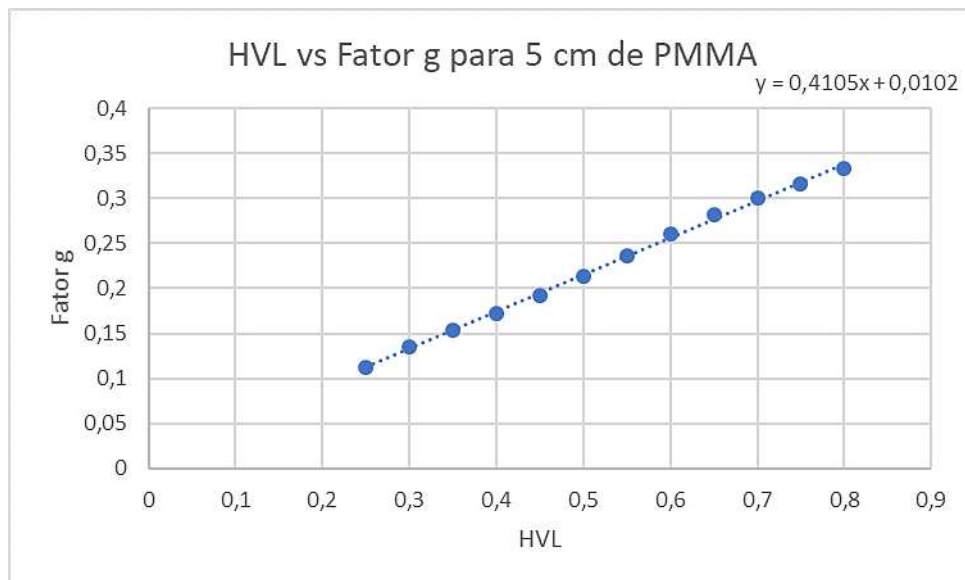


Figura 21- Fator g em função do HVL para 5 cm de PMMA.

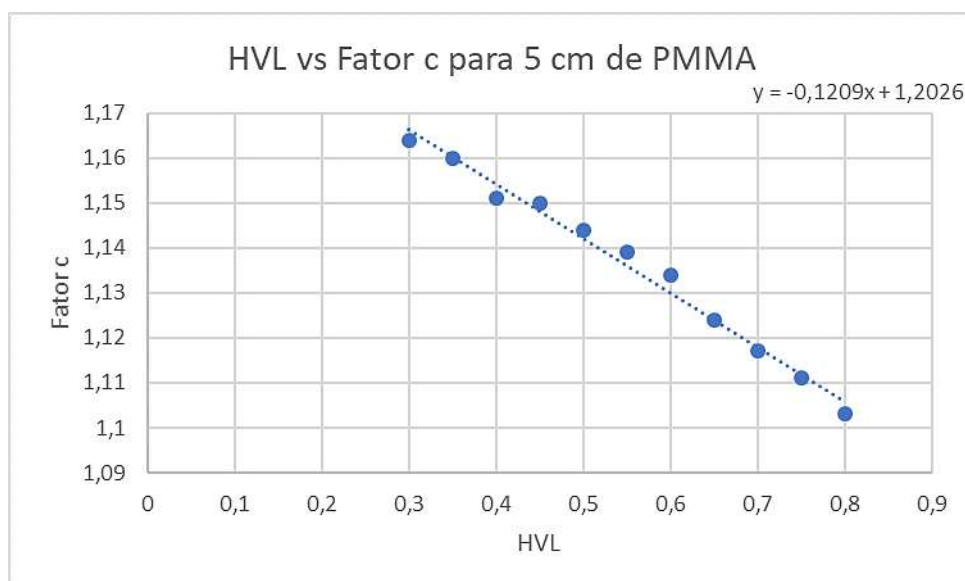


Figura 22- Fator c em função do HVL para 5 cm de PMMA.

Para ambos os gráficos foram obtidas as equações das retas que melhor se ajustavam ao conjunto de pontos representados e que permitem realizar as interpolações necessárias. Assim, para o fator g:

$$y = 0,4105x + 0,0102 \quad (6.1)$$

Substituindo o x por 0,56, isto é, o valor de HVL para o 1º plano de irradiação, o resultado da equação é 0,240. Ao substituir por 0,61, que corresponde ao valor de HVL utilizado no segundo plano no modo tomossíntese, o resultado é 0,261. Por sua vez para o fator c:

$$y = -0,1209x + 1,2026 \quad (6.2)$$

Substituindo o x por 0,56, o resultado da equação é 1,135. Ao substituir por 0,61, o resultado é 1,129.

Estes resultados obtidos, ou seja, os valores de fator g e c, estão de acordo com o que era esperado. Ao observar os valores do fator g da tabela 17, verifica-se que estes valores aumentam à medida que o valor de HVL também aumenta. Assim, esperava-se que o valor correspondente ao HVL de 0,56 fosse superior ao de 0,55 (0,236) e inferior ao de 0,60 (0,261), o que se comprovou. Para o HVL de 0,61 o mesmo se verificou ainda que de forma não tão significativa, pois, apesar do fator g correspondente ser inferior ao do HVL 0,65 (0,282), o seu valor não é superior mas igual ao de 0,60 (0,261).

Relativamente ao fator c, este diminui com o aumento do valor de HVL e também aqui esta relação se verificou, sendo o valor obtido para o HVL igual a 0,56 inferior ao de 0,55 (1,139) e superior ao de 0,60 (1,134) e o valor de 0,61, inferior ao de 0,60 (1,134) e superior ao de 0,65 (1,124).

Assim, calculados todos os fatores em falta, estão apresentados na tabela 18 os fatores utilizados nos cálculos da dose glandular média.

Tabela 18- Fatores de correção utilizados no cálculo da DGM.

Plano	Espessura de PMMA (cm)	HVL (mmAl)	Fator g	Fator c	Fator s	Fator T
1º Plano	5	0,56	0,240	1,135	1,042	0,966
2º Plano Mamo. 2D	5	0,60	0,261	1,134	1,042	N.A.*
2º Plano Tomossíntese	5	0,61	0,261	1,129	1,042	0,966

N.A.* - Não se aplica

6.2. Cálculo da dose glandular média

A título de exemplo, nas figuras que se seguem estão apresentadas três das várias imagens que foram obtidas na realização das mamografias. A figura 23 corresponde a uma das imagens adquiridas na tomossíntese, no 1º plano de irradiação. As figuras 24 e 25 correspondem a imagens obtidas no 2º e 3º conjuntos do 2º plano, respetivamente.

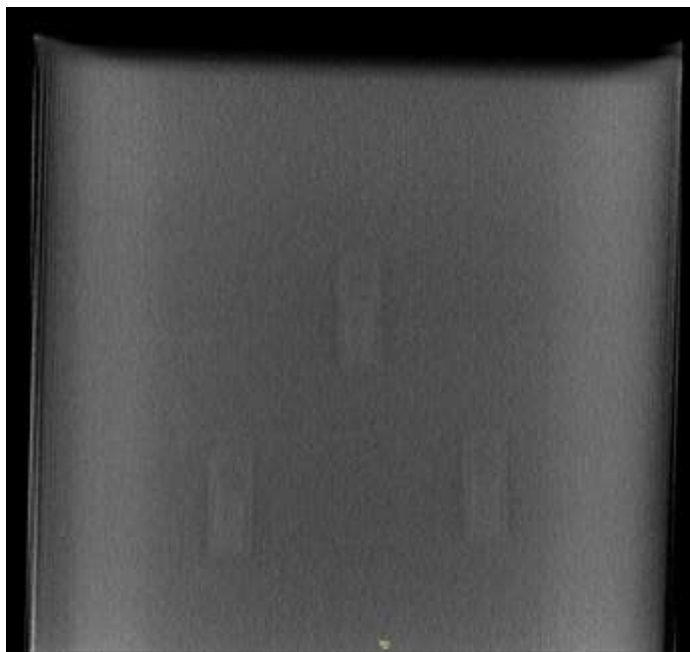


Figura 23- Imagem adquirida no 1º plano de irradiação.

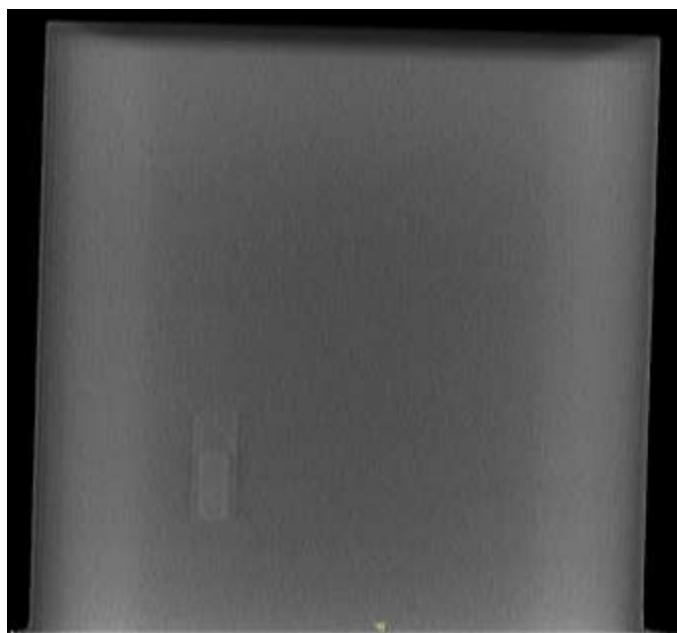


Figura 24- Imagem adquirida no 2º conjunto do 2º plano de irradiação.

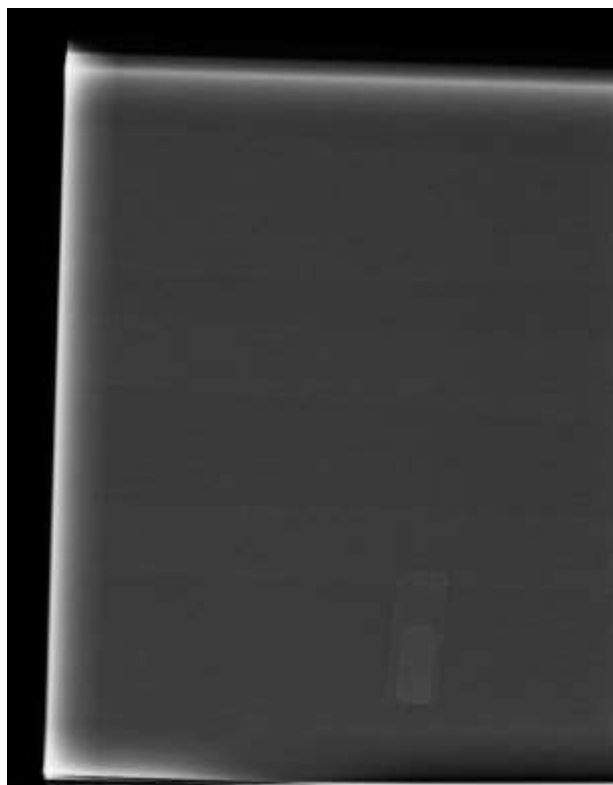


Figura 25- Imagem adquirida no 3º conjunto do 2º plano de irradiação.

Após a leitura dos dosímetros colocados na superfície das placas de PMMA no 1º e 2º plano de irradiação, foram obtidos os valores de Kerma no ar, correspondente à dose na superfície de entrada. Estes, associados aos fatores de conversão, permitem calcular a dose glandular média

6.2.1. Dose glandular média para o 1º plano de irradiação

Na tabela 19 encontram-se apresentados os valores de Kerma no ar, obtidos após a leitura dos dosímetros na superfície dos PMMA, irradiados no 1º plano.

Tabela 19- Valores de Kerma no ar obtidos em cada dosímetro nas 3 repetições.

	Kerma no ar (mGy)		
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
Dosímetro 1	5,76 ± 0,98	6,38 ± 1,08	6,37 ± 1,08
Dosímetro 2	5,29 ± 0,90	5,79 ± 0,98	6,14 ± 1,04
Dosímetro 3	5,15 ± 0,88	5,26 ± 0,89	5,96 ± 1,01

Aplicando a fórmula 2.7 e os fatores de conversão previamente mencionados, procedeu-se ao cálculo da dose glandular média, cujos valores se encontram apresentados na tabela 20.

Tabela 20- Valores de DGM obtidas para cada dosímetro nas 3 repetições, DGM média por cada repetição e DGM média total do 1º plano de irradiação.

	Dose glandular média (mGy)		
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
Dosímetro 1	1,579 ± 0,268	1,749 ± 0,297	1,747 ± 0,297
Dosímetro 2	1,450 ± 0,247	1,588 ± 0,270	1,684 ± 0,286
Dosímetro 3	1,412 ± 0,240	1,442 ± 0,245	1,634 ± 0,278
DGM média por repetição	1,480 ± 0,252	1,593 ± 0,271	1,688 ± 0,287
DGM média total do 1º Plano	1,587 ± 0,270		
Desvio padrão	0,085		

Para melhor comparar o valor de Kerma no ar obtido e as DGM calculadas para cada repetição, foi construído o gráfico da figura 26.

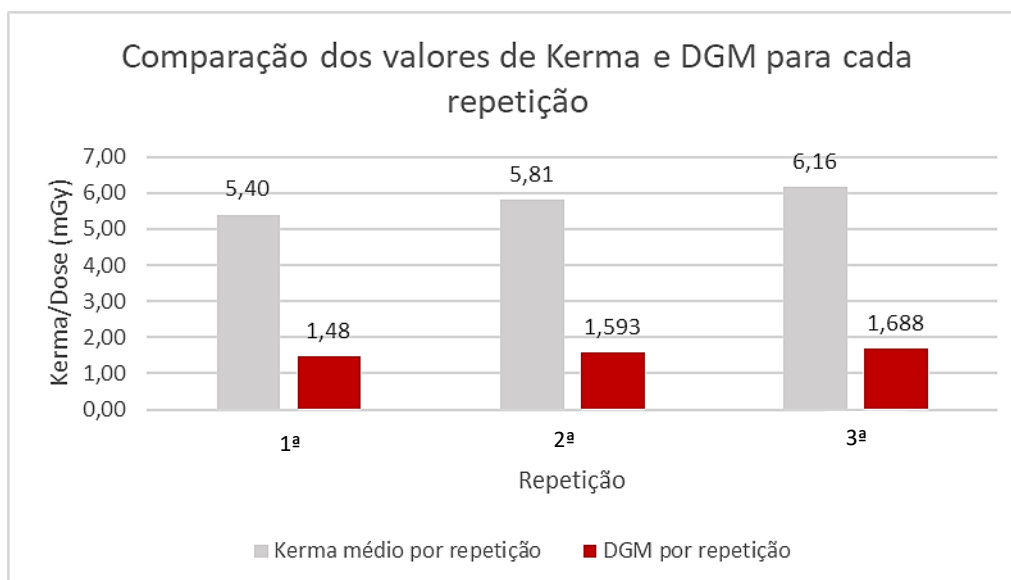


Figura 26- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para cada repetição do 1º plano.

Da figura 26 é possível retirar que os valores de dose calculados são inferiores aos valores de Kerma no ar, existindo uma diferença de aproximadamente 3,65 entre ambos, para as 3 repetições.

6.2.2. Dose glandular média para o 2º plano de irradiação

No 2º plano de irradiação utilizou-se apenas um dosímetro na superfície das placas de PMMA, em todos os conjuntos de irradiações.

Começando pelo 1º conjunto de irradiações (34 kV/crânio caudal/mamografia 2D), o valor de Kerma no ar obtido encontra-se apresentado na tabela 21.

Tabela 21- Valores de Kerma no ar obtidos nas 3 repetições para o 1º conjunto de irradiações.

Kerma no ar (mGy)			
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
Dosímetro 1	15,65 ± 2,66	15,04 ± 2,56	15,15 ± 2,58

Após o cálculo da DGM obtiveram-se os seguintes resultados, apresentados na tabela 22.

Tabela 22- Valores de DGM obtidas nas 3 repetições e DGM média total do 1º conjunto de irradiações do 2º plano.

Dose glandular média (mGy)			
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
DGM repetição	4,827 ± 0,821	4,638 ± 0,788	4,672 ± 0,794
DGM média total do 2º Plano	4,712 ± 0,801		
Desvio padrão	0,082		

Tal como no plano anterior, foi construído o gráfico da figura 27 para poder analisar a relação entre a DGM e o Kerma no ar neste conjunto de irradiações.

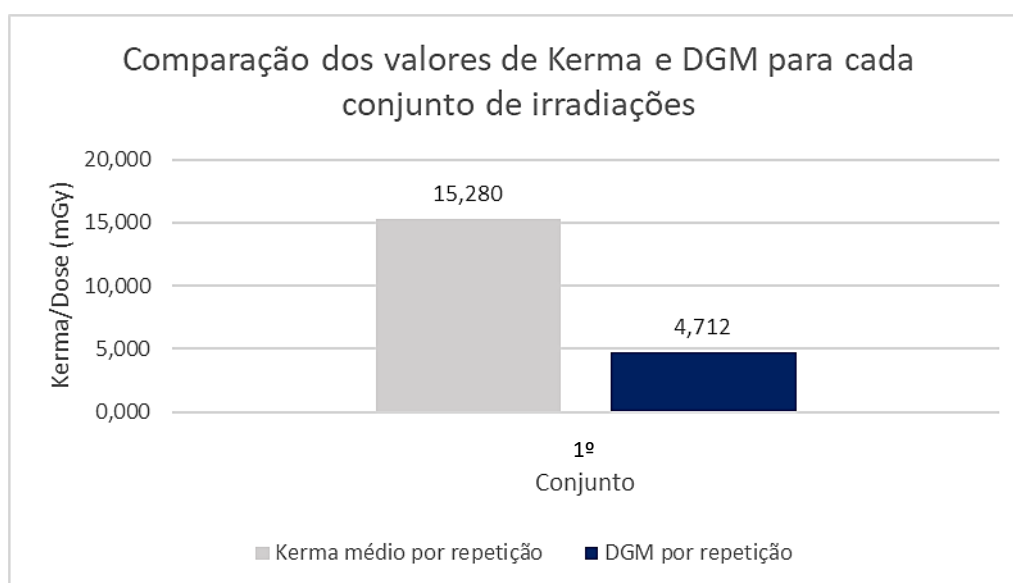


Figura 27- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para o 1º conjunto do 2º plano.

Neste 1º conjunto de irradiações, verifica-se que o valor de DGM é 3,24 vezes menor do que o valor de Kerma no ar.

Para o 2º conjunto de irradiações (34 kV/crânio caudal/tomossíntese), os valores de Kerma no ar obtidos encontram-se apresentados na tabela 23.

Tabela 23- Valores de Kerma no ar obtidos nas 3 repetições para o 2º conjunto de irradiações.

Kerma no ar (mGy)			
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
Dosímetro 1	16,31 ± 2,77	14,97 ± 2,54	13,47 ± 2,29

Os valores de DGM obtidos para o 2º conjunto de irradiações encontram-se na tabela 24.

Tabela 24- Valores de DGM obtidas nas 3 repetições e DGM média total do 2º conjunto de irradiações do 2º plano.

Dose glandular média (mGy)			
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
DGM repetição	4,838 ± 0,822	4,440 ± 0,755	3,995 ± 0,679
DGM média total do 2º Plano	4,424 ± 0,752		
Desvio padrão	0,344		

Na figura 28 encontra-se o gráfico construído para comparação do valor de Kerma no ar e DGM.

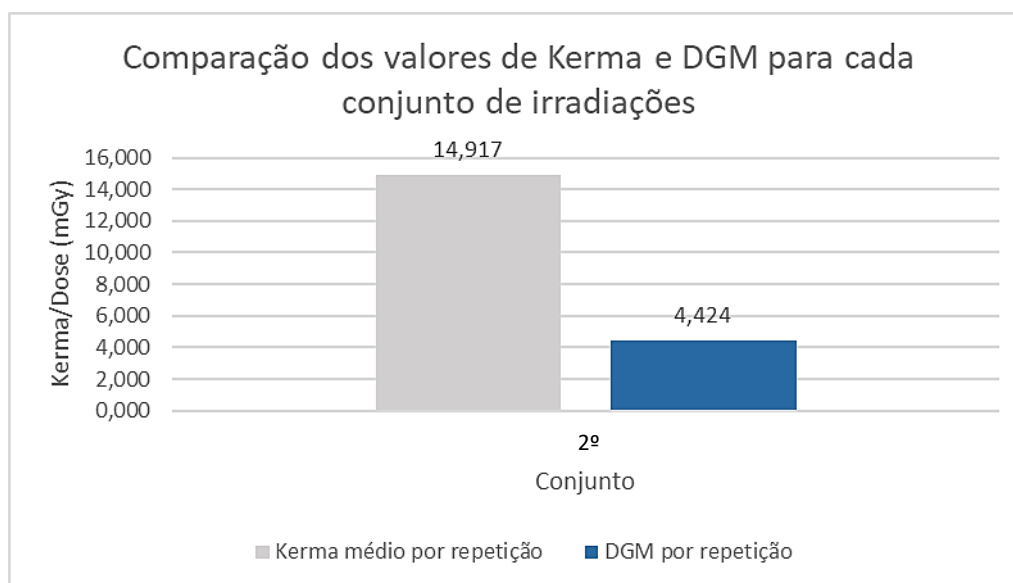


Figura 28- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para o 2º conjunto do 2º plano.

Para o 2º conjunto de irradiações observa-se que o valor de Kerma no ar é aproximadamente 3,37 vezes superior ao valor de DGM calculado.

Relativamente ao 3º conjunto de irradiações (34 kV/obliqua medio lateral/mamografia 2D), o valor de Kerma no ar obtido encontra-se apresentado na tabela 25.

Tabela 25- Valores de Kerma no ar obtidos nas 3 repetições para o 3º conjunto de irradiações.

Kerma no ar (mGy)			
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
Dosímetro 1	13,69 ± 2,33	13,99 ± 2,38	15,29 ± 2,60

Os valores de DGM obtidos para o 3º conjunto de irradiações encontram-se na tabela 26.

Tabela 26- Valores de DGM obtidas nas 3 repetições e DGM média total do 3º conjunto de irradiações do 2º plano.

Dose glandular média (mGy)			
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
DGM repetição	4,222 ± 0,718	4,315 ± 0,734	4,716 ± 0,802
DGM média total do 2º Plano	4,417 ± 0,751		
Desvio padrão	0,214		

Em seguida, na figura 29, encontra-se o gráfico construído para poder comparar o valor de Kerma no ar e de DGM obtidos.

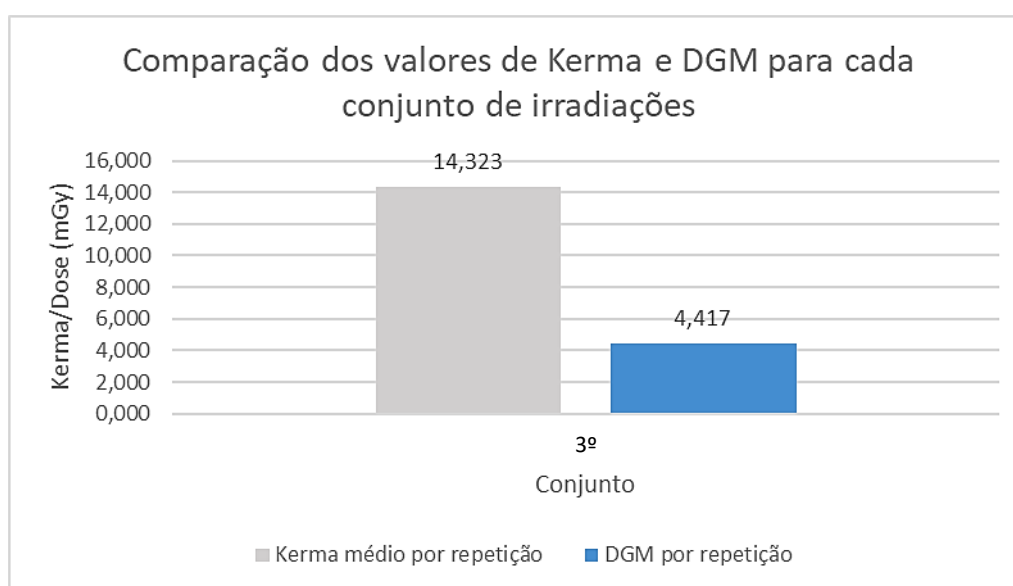


Figura 29- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para o 3º conjunto do 2º plano.

No 3º conjunto de irradiações verifica-se que o valor de Kerma no ar é aproximadamente 3,24 vezes superior ao valor de DGM calculado.

Por fim, para o 4º conjunto de irradiações (34 kV/obliqua medio lateral/tomossíntese), o valor de Kerma no ar obtido encontra-se apresentado na tabela 27.

Tabela 27- Valores de Kerma no ar obtidos nas 3 repetições para o 4º conjunto de irradiações.

Kerma no ar (mGy)			
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
Dosímetro 1	14,46 ± 2,46	15,09 ± 2,57	15,50 ± 2,64

Na tabela 28 estão apresentados os valores de DGM para o 4º conjunto de irradiações.

Tabela 28- Valores de DGM obtidas nas 3 repetições e DGM média total do 4º conjunto de irradiações do 2º plano.

Dose glandular média (mGy)			
	1ª Repetição	2ª Repetição	3ª Repetição
DGM repetição	4,289 ± 0,729	4,476 ± 0,761	4,597 ± 0,781
DGM média total do 2º Plano	4,454 ± 0,757		
Desvio padrão	0,127		

Na figura 30, encontra-se o último gráfico construído para poder comparar o valor de Kerma no ar e de DGM obtidos.

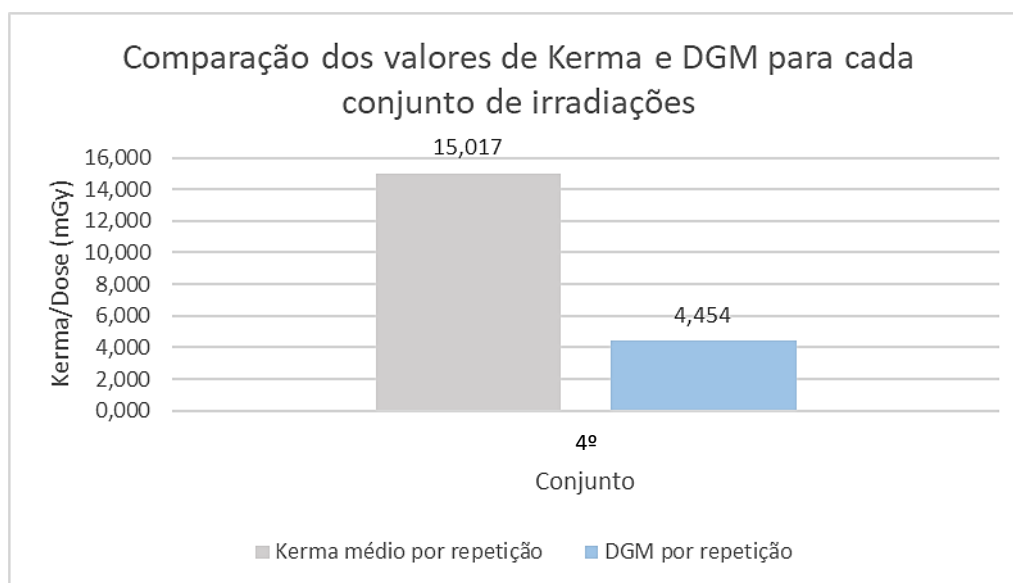


Figura 30- Comparação dos valores de Kerma no ar e DGM obtidos para o 4º conjunto do 2º plano.

Neste último conjunto, verifica-se que o valor da DGM calculado é 3,37 vezes inferior ao valor de Kerma no ar medido.

De uma forma geral é possível afirmar que os valores de Kerma no ar medidos nos dois planos de irradiação são no mínimo 3 vezes superiores ao valor de dose que é calculado.

No que diz respeito à DGM, para melhor analisar os resultados obtidos, foi construído o gráfico da figura 31, que compila as doses glandulares médias totais obtidas no 1º plano e nos quatro conjuntos de irradiação do 2º plano.

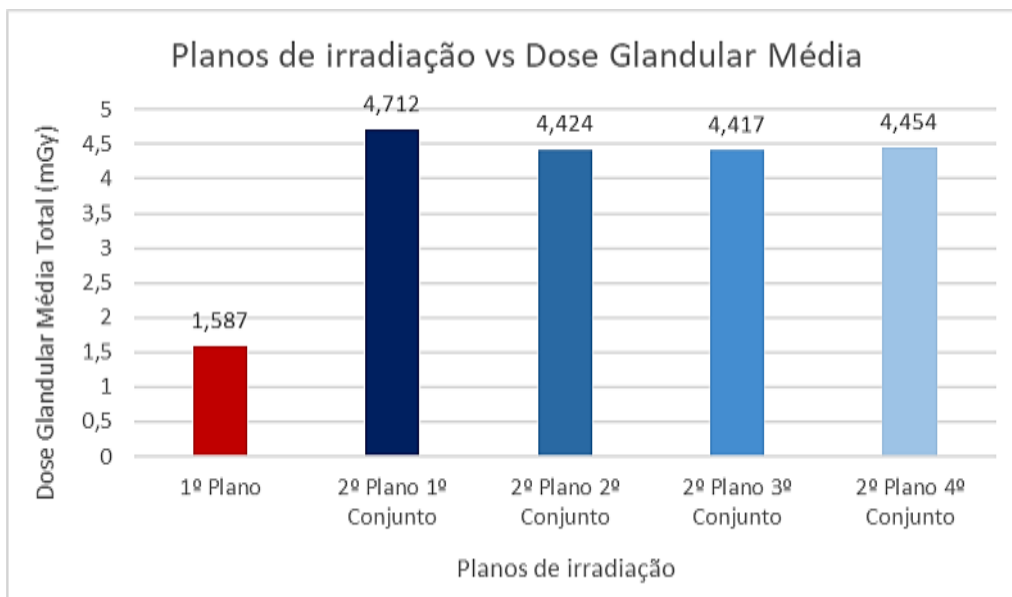


Figura 31- Comparação das doses glandulares médias obtidas nos vários planos de irradiação.

6.3. Estimativa da dose no útero

6.3.1. Dose no útero para o 1º Plano de irradiação

Na tabela 29 encontram-se registados os valores de Kerma no ar em mGy que foram medidos para cada um dos 7 dosímetros utilizados nas 3 repetições do 1º plano.

Tabela 29- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 1º plano.

1º Plano – Crânio Caudal Tomossíntese		
Repetição	Dosímetro	Kerma no ar (mGy)
1ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
	7	0
2ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
	7	0
3ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
	7	0

Para este plano de irradiações, isto é, com 28 kV, 160 mAs e 5 cm de PMMA, os dosímetros colocados no ventre do fantoma não mediram nenhum valor de Kerma no ar pelo que, com base nestes resultados, assume-se que nestas condições a dose absorvida no útero é desprezível e por consequência a exposição do feto é mínima.

6.3.2. Dose no útero para o 2º Plano de irradiação

Na tabela 30 encontram-se registados os valores de Kerma no ar em mGy que foram medidos para cada um dos 6 dosímetros utilizados nas 3 repetições do 1º conjunto do 2º plano de irradiação.

Tabela 30- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 1º conjunto do 2º plano.

1º Conjunto – 2º Plano (CC Mamografia 2D)		
Repetição	Dosímetro	Kerma no ar (mGy)
1ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0,12 ± 0,02
	5	0,18 ± 0,03
	6	0
2ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
3ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0,11 ± 0,02
	6	0,06 ± 0,01

Para o 1º conjunto de irradiações, no qual se aplicaram 34 kV, 250 mAs e 5 cm de PMMA verifica-se que alguns dos dosímetros registaram valores de Kerma no ar. Estes valores de Kerma no ar foram registados apenas na 1ª e 3ª repetição, estando a 2ª repetição com 0 mGy em todos os dosímetros. Quer para a 1ª, quer para a 3ª repetição, os dosímetros que registaram valores de Kerma no ar são os que se encontram no lado esquerdo do vente do fantoma, numerados e assinalados com setas, na figura 32.

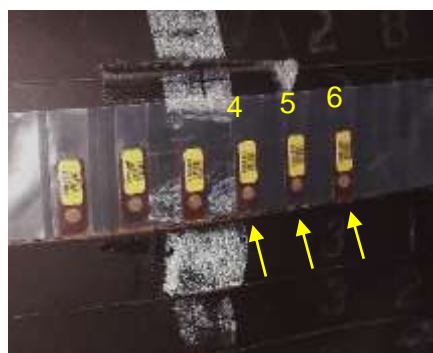


Figura 32- Identificação do posicionamento dos dosímetros com registo de dose no fantoma.

Procedendo ao cálculo da média do Kerma para cada repetição, verifica-se que para a 1ª repetição esta é igual a 0,050 mGy e 0,028 mGy para a 3ª. De acordo com a relação entre Kerma no ar e dose para a mamografia 2D e tendo em conta como órgão a mama, o primeiro é 3,24 vezes superior à dose. Assim sendo na primeira repetição, a dose absorvida no útero é aproximadamente igual a 0,015 mGy ($0,050 \div 3,24$). Na terceira repetição a dose no útero é de aproximadamente 0,009 mGy ($0,028 \div 3,24$). Procedendo ao cálculo da média para o 1º conjunto de irradiações, a dose recebida pelo útero é igual a 0,008 mGy ($(0,015 + 0,009) \div 3$). Uma vez que o exame foi realizado para a mama direita do fantoma, o lado esquerdo do detetor não possui placas de PMMA. Por este motivo, é expectável que os fotões de raios X consigam atingir mais facilmente os dosímetros localizados mais à esquerda no fantoma.

Na tabela 31 encontram-se registados os valores de Kerma no ar em mGy que foram medidos para cada um dos 6 dosímetros utilizados nas 3 repetições do 2º conjunto do 2º plano de irradiação.

Tabela 31- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 2º conjunto do 2º plano.

2º Conjunto – 2º Plano (CC Tomossíntese)		
Repetição	Dosímetro	Kerma no ar (mGy)
1ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0,09 ± 0,02
	5	0,07 ± 0,01
	6	0,08 ± 0,01
2ª	1	0
	2	0
	3	0,12 ± 0,02
	4	0,13 ± 0,02
	5	0,10 ± 0,02
	6	0,05 ± 0,01
3ª	1	0
	2	0
	3	0,07 ± 0,01
	4	0,09 ± 0,02
	5	0,08 ± 0,01
	6	0

Para este conjunto, com as mesmas condições de aquisição do 1º conjunto mas em modo tomossíntese, verifica-se que existe um maior número de dosímetros que registaram dados, em comparação com o conjunto anterior. Destaca-se também que para as 3 repetições, os dosímetros 1 e 2 não registaram dose, tendo igualmente para além destes, apenas o dosímetro 3 da 1ª repetição e o dosímetro 6 da 3ª repetição não registado nenhum valor de Kerma no ar.

Procedendo novamente ao cálculo da média do Kerma para cada repetição, verifica-se que para a 1ª e 3ª repetição esta é igual a 0,040 mGy e 0,067 mGy para a 2ª. Dado que para a tomossíntese, o Kerma no ar foi 3,37 vezes superior à dose, então para a 1ª e 3ª repetição a dose estimada para o útero é de aproximadamente 0,012 mGy ($0,040 \div 3,37$). Para a 2ª repetição, a dose estimada para o útero é aproximadamente igual a 0,020 mGy ($0,067 \div 3,37$). Procedendo ao cálculo da média da dose no útero estimada para o 2º conjunto, esta é aproximadamente igual a 0,015 mGy ($(0,012 + 0,020 + 0,012) \div 3$).

Na tabela 32 encontram-se registados os valores de Kerma no ar em mGy que foram medidos para cada um dos 6 dosímetros utilizados nas 3 repetições do 3º conjunto do 2º plano de irradiação.

Tabela 32- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 3º conjunto do 2º plano.

3º Conjunto – 2º Plano (OML Mamografia 2D)		
Repetição	Dosímetro	Kerma no ar (mGy)
1ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
2ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
3ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0

À semelhança do que se observou nos resultados do 1º plano de irradiação, também no 3º conjunto do 2º plano, os dosímetros colocados no fantoma não procederam à medição de valores de Kerma no ar, pelo que se pode considerar que nesta situação a dose no útero é desprezível e a exposição fetal, mínima.

Na tabela 33 encontram-se registados os valores de Kerma no ar em mGy que foram medidos para cada um dos 6 dosímetros utilizados nas 3 repetições do 4º e último conjunto do 2º plano de irradiação.

Tabela 33- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado nas repetições do 4º conjunto do 2º plano.

4º Conjunto – 2º Plano (OML Tomossíntese)		
Repetição	Dosímetro	Kerma no ar (mGy)
1ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
2ª	1	0,07 ± 0,01
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0
3ª	1	0
	2	0
	3	0
	4	0
	5	0
	6	0

Os resultados obtidos no 4º conjunto de irradiação não são muito diferentes dos obtidos no conjunto anterior, com apenas um dos dosímetros, o dosímetro 1 da 2ª repetição, a registrar um valor de Kerma no ar de 0,07 mGy, o que confere um valor médio de Kerma igual a 0,012, uma dose absorvida no útero aproximadamente igual a 0,003 mGy ($0,012 \div 3,37$) e uma dose no útero em média de 0,001 mGy ($0,003 \div 3$). para o 4º conjunto.

Contabilizando os dados todos relativos ao 2º plano de irradiações, a realização de um exame completo, à mama esquerda e direita, irá conferir ao útero uma dose total aproximada de 0,048 mGy ($((0,008 + 0,015 + 0,001) \times 2)$).

Para melhor poder comparar os resultados obtidos para o 2º plano de irradiação, construiu-se o gráfico da figura 33. Para uma melhor associação dos resultados aos conjuntos, as cores utilizadas no gráfico da figura 31 foram mantidas. Através desta figura torna-se visualmente mais fácil compreender qual o contributo de cada conjunto de irradiações para a dose total calculada. Assim, o 2º conjunto é o que apresenta uma maior contribuição, seguido do 1º conjunto e posteriormente do 4º.

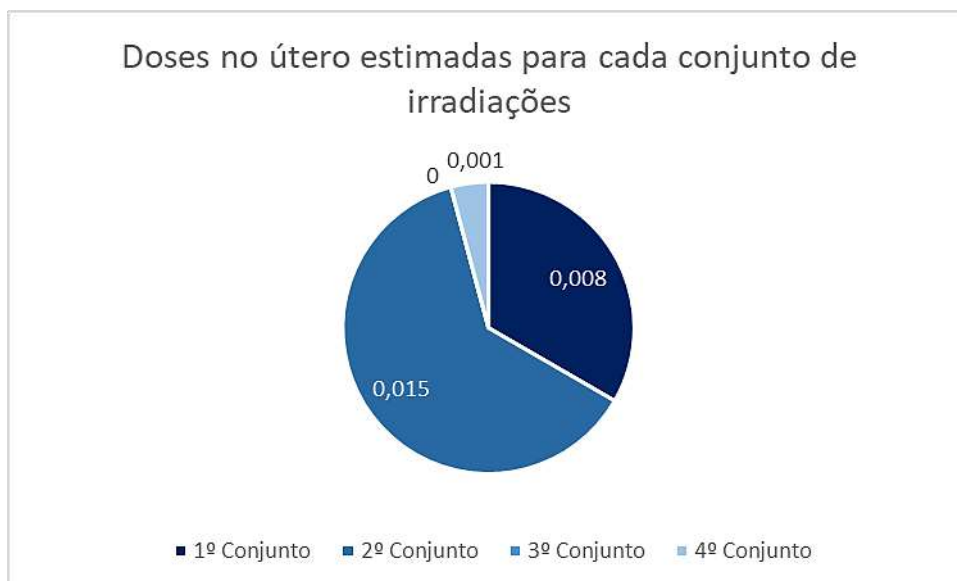


Figura 33- Valor das doses em mGy, no útero, estimadas para cada conjunto de irradiações.

6.3.3. Dose no útero para o 3º Plano de irradiação

Como já referido anteriormente, no 3º plano de irradiação foram apenas utilizados os dois dosímetros restantes, colocados no centro do ventre do fantoma. Os parâmetros de aquisição mantiveram-se, à exceção da espessura de PMMA que foi aumentada para 7 cm.

Na tabela 34 encontram-se registados os valores de Kerma no ar em mGy que foram medidos para os dois dosímetros utilizados no 3º plano de irradiação.

Tabela 34- Valores de Kerma no ar medidos para cada dosímetro utilizado no 3º plano de irradiação.

3º Plano – 7cm PMMA (CC Tomossíntese)	
Dosímetro	Kerma no ar (mGy)
1	0,10 ± 0,02
2	0,10 ± 0,02

Para ambos os dosímetros, o valor de Kerma no ar medido é igual a 0,10 mGy, correspondendo a um valor de média de Kerma também igual a 0,10 mGy. A dose absorvida no útero é aproximadamente igual a 0,03 mGy ($0,10 \div 3,37$). A totalidade da dose recebida pelo útero seria então aproximadamente igual a 0,06 mGy.

Este plano de irradiação pode ser diretamente comparado com o 2º conjunto de irradiações do 2º Plano, porém como o número de dosímetros no 3º plano é inferior, é apenas possível a comparação dos valores de Kerma no ar registados pelos dosímetros colocados na mesma posição em ambas as

irradiações. A colocação dos dosímetros no 3º plano, evidenciada na figura 20 B, corresponde de forma muito próxima à posição dos dosímetros 3 e 4 colocados no fantoma ao longo de todo o 2º plano. Como mencionado, no 2º conjunto do 2º plano, à exceção da 1ª repetição, onde o dosímetro 3 não teve registo de Kerma no ar, os valores de Kerma no ar dos dosímetros 3 e 4 variaram entre 0,07 e 0,13 mGy. A média de valores de Kerma no ar para o dosímetro 4 é inclusive igual a 0,10 mGy. Com base nestes resultados pode afirmar-se que o aumento da espessura de PMMA de 5 cm para 7 cm não teve uma grande influência nos valores de Kerma no ar registados pelos dosímetros.

7. Discussão

Começando por analisar a dose glandular média total obtida para o 1º plano, é importante recordar que este plano tinha como objetivo fazer a validação das doses obtidas para condições de irradiação médias e assim comparar esses resultados com valores presentes na literatura. Ao proceder ao arredondamento do valor de dose obtido, pode afirmar-se que a realização de uma tomossíntese, adquirindo somente a projeção crânio caudal direita, tendo sido estabelecidos 28kV de tensão e 160 mAs de exposição, confere uma DGM de 1,6 mGy.

Tendo por base este valor de dose obtido, torna-se possível fazer a comparação do mesmo com outros valores de DGM disponíveis na literatura. Na publicação de Gennaro et al. de 2017 [66] é feita uma comparação entre a DGM obtida na realização de mamografia digital 2D e com tomossíntese, com doses calculadas através de um software informático. Para a tomossíntese, o equipamento utilizado possui um alvo de tungsténio, à semelhança do *Mammomat Inspiration* da Siemens, porém, a filtragem é feita com 0,07 mm de alumínio. A tensão aplicada variou entre 26 a 40 kV e as aquisições foram todas realizadas com o controlo automático de exposição ativado. Os resultados obtidos neste estudo demonstram que para a projeção crânio caudal direita, em modo tomossíntese, o valor médio da DGM é 1,859 mGy, com uma mediana igual a 1,743 mGy.

Vedantham et al. no artigo “*STATE OF THE ART: Digital Breast Tomosynthesis*” [67] refere um relatório no qual é feita uma comparação dos valores de DGM para a aquisição da projeção crânio caudal em modo mamografia 2D, tomossíntese e tomossíntese + 2D, em função da espessura e glandularidade das mamas, de 14,3% e 50%. Para uma espessura da mama de 5 cm, em modo tomossíntese e com uma glandularidade de 14,3%, a DGM apresenta um valor próximo de 1,3 mGy, e aproximadamente 1,5 mGy para 50%.

Estes valores de DGM referidos podem ser considerados próximos do valor obtido, considerando que existem diferenças entre os parâmetros de aquisição estabelecidos nos vários estudos, o que permite assumir que, para os restantes planos de irradiação definidos com condições diferentes, os resultados obtidos com o equipamento do IPO serão igualmente razoáveis.

Relativamente ao segundo plano de irradiação, a primeira constatação é de que os valores de DGM são bastante próximos em todos os conjuntos do 2º plano, sendo a principal diferença entre o valor de dose do 1º plano e os do 2º plano. Esta diferença entre os planos, uma vez que se manteve a espessura de PMMA de 5 cm, deve-se ao aumento da tensão de 28 para 34 kV e da exposição, de 160 para 250 mAs. Quando se aumenta o valor da tensão aplicada, aumenta o número de fotões de raios X emitidos e aumenta também, tanto a energia média desses fotões como o valor da energia máxima. Com o aumento da corrente, ocorre também o aumento do número de fotões. Assim, estes aumentos do número e energia dos fotões são os responsáveis pela diferença das DGM entre os dois planos de irradiação.

Dentro do 2º plano de irradiação, o 1º conjunto, que consiste na projeção crânio caudal em modo mamografia 2D, apresenta o maior valor de dose dos quatro conjuntos de irradiação, 4,712 mGy. Comparando diretamente com o 2º conjunto, isto é, a mesma projeção porém em modo tomossíntese, a DGM é menor, 4,424 mGy, correspondendo a uma diminuição de aproximadamente 6,1% no valor

da dose. Apesar de teoricamente se esperar que a dose decorrente da tomossíntese fosse superior à dose da mamografia 2D, o resultado oposto que se verifica pode ser justificado pela presença da tecnologia PRIME de que o equipamento dispõe, que tem como objetivo diminuir a dose para o paciente.

Face aos conjuntos onde a projeção adquirida é a oblíqua medio lateral, o comportamento verificado anteriormente não se repetiu. Ou seja, o 3º conjunto de irradiações, no qual se adquiriu a projeção oblíqua medio lateral em modo mamografia 2D apresenta um valor de DGM inferior ao do 4º conjunto, na qual se adquiriu a mesma projeção mas em modo tomossíntese. Apesar da dose no 4º conjunto ser maior, corresponde a um aumento de apenas 0,83%. Assim, ainda que a dose não tenha diminuído do 3º para o 4º conjunto, o aumento não chegou a 1% por isso pode considerar-se que a dose manteve-se aproximadamente igual.

É importante ainda lembrar que, por uma questão de economia de recursos, optou-se por realizar as irradiações somente para a mama direita. Assim, considerando o pior cenário definido, isto é, a necessidade de realizar mamografia 2D e tomossíntese em todas projeções bilateralmente, a dose total final recebida pelas mamas da paciente consiste no somatório das doses individuais de cada aquisição, multiplicado por 2, conferindo desta forma uma DGM final de aproximadamente 36 mGy $((4,712 + 4,424 + 4,417 + 4,454) \times 2)$.

Relativamente aos resultados obtidos na estimativa da dose no útero, de acordo com a literatura, nomeadamente no estudo "*Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis: Measurements and Monte Carlo simulations using voxel phantoms*" [15], é feita a medição da dose em vários órgãos, no seguimento da realização de uma mamografia digital 2D e de uma mamografia incluindo tomossíntese, na projeção crânio caudal. Para tal, realizaram-se simulações de Monte Carlo no fantoma de voxel feminino computacional Laura, considerando uma combinação ânodo/filtro de tungsténio/ródio com aplicação de 28 kV e considerando uma DGM de 2,0 mGy para a mama esquerda. Os resultados obtidos, no caso da mamografia 2D, indicam que os órgãos mais distantes, como o útero, recebem uma dose absorvida que pode ser considerada negligenciável. Na presente dissertação, a aquisição da projeção crânio caudal em modo mamografia 2D só foi efetuada com a aplicação de 34 kV de tensão e 250 mAs de exposição. Nestas condições, os resultados obtidos indicam que a dose no útero seja de aproximadamente 0,008 mGy. Apesar de 0,008 mGy ser um valor particularmente baixo, realça-se que na 2ª repetição deste conjunto de irradiações não houve nenhum registo de Kerma no ar por parte dos dosímetros, por isso, também neste caso, a dose no útero foi negligenciável.

No caso da tomossíntese, no artigo referido, apenas foi realizado metade do exame (de 0º a +24º) partindo do princípio que existe simetria na restante metade. Os resultados demonstram que apenas para 0º, 2º e 4º foi registado valor de dose, igual a 0,001 µGy, ou 0,000001 mGy, em cada um dos ângulos de aquisição referidos. Não houve registo para os restantes ângulos como resultado da baixa estatística obtida para os órgãos mais distantes da fonte de raios X, nas simulações de Monte Carlo efetuadas. Assim, em teoria, a realização da tomossíntese iria conferir uma dose total no útero igual a 0,006 µGy $(0,001 \times 3 \times 2)$. Comparando estes resultados com os obtidos na presente dissertação, nomeadamente com os resultados do 1º plano de irradiação, onde se aplicaram 28 kV,

verifica-se que estes coincidem. No 1º plano, os dosímetros colocados no fantoma não registaram qualquer valor de Kerma no ar, sendo por isso a dose absorvida no útero próxima de 0 mGy. O valor de 0,006 µGy, convertido para a mesma unidade, isto é 0,000006 mGy ou ainda 6×10^{-6} mGy, é um valor muito pequeno, que sofrendo arredondamentos se pode dizer que é igual a 0 mGy.

Quando considerado o cenário de exame completo às duas mamas, estimou-se uma dose absorvida no útero de aproximadamente 0,048 mGy. Este valor, mesmo partindo de uma abordagem muito conservativa, é bastante baixo e permite assumir que o exame, ainda que realizado em condições mais extremas, é seguro para realizar durante a gravidez. No entanto, o valor de dose recebida pelo feto será ainda menor pois desde a superfície do ventre, onde os cálculos são considerados, até ao feto, ocorrerão fenómenos de atenuação da radiação que levarão a uma redução do valor de dose calculado.

8. Conclusões

O uso da radiação ionizante constitui uma ferramenta importante, e muitas vezes fundamental, para o diagnóstico de variadas condições e patologias. De facto, em situações como a do cancro da mama, em que o diagnóstico precoce é essencial para um prognóstico mais positivo, a utilização da radiação ionizante está amplamente justificada. Prova disso são, por exemplo, os mais de 3 milhões de mamografias que já foram feitas em Portugal no âmbito dos programas de rastreio da Liga Portuguesa Contra o Cancro. As mamografias realizadas no contexto de rastreio podem resultar da vontade e iniciativa da própria mulher, desde que reúna as condições de elegibilidade para a sua inclusão, ou do envio de convites a mulheres aparentemente saudáveis para realizar estes exames.

Apesar das suas vantagens, a eficácia da mamografia na deteção do cancro de mama em estágios iniciais pode apresentar um risco pequeno, mas não negligenciável, de surgimento de tumores da mama ou de outros órgãos expostos. Ainda relativamente aos rastreios, não são raras as vezes em que a mulher é chamada uma segunda vez para uma repetição do exame, caso o primeiro não seja suficientemente esclarecedor. Uma vez que é possível iniciar as mamografias aos 40 anos de idade e lembrando que há cada vez mais mulheres acima de 40 anos a engravidar mas também sabendo que em situação de diagnóstico justificada, é possível realizar mamografia em qualquer idade, não é impossível que ocorra a realização de uma mamografia a uma mulher que não saiba que se encontra grávida. Visto que a altura mais crítica, durante a qual se deve evitar a exposição à radiação, é entre a 8ª e a 15ª semana de gestação, correspondendo ao primeiro trimestre, esta trata-se da altura na qual é mais provável a realização de exames utilizando radiação ionizante, sem que a mulher tenha conhecimento da gravidez. Paralelamente ao aumento do número de exames, aumentam também a consciencialização, as preocupações e as concepções erradas sobre o risco para os fetos e pacientes, decorrentes da imagiologia médica. Como as pessoas têm receio do que não conhecem, a falta de conhecimentos sobre a área e as ideias erradas podem levar à ansiedade excessiva e desnecessária entre as pacientes, atrasos no diagnóstico e tratamento ou até interrupção inadequada da gravidez.

Apesar de geralmente justificadas, devido ao seu benefício ser maior do que o risco que acrescentam, é necessário assegurar que estas práticas estão também otimizadas para garantir que a paciente não recebe mais dose do que aquela que é estritamente necessária para a realização do exame em causa. Por conseguinte, é importante verificar no que é que essas condições de otimização se traduzem, em situações como as de uma gravidez, seja ela conhecida ou desconhecida. Esta verificação assume uma importância ainda maior quando são introduzidas novas técnicas ou tecnologias no mercado, como é o caso da tomossíntese.

Face à questão do risco para o feto, associado às baixas doses e particularizando para a radiação de baixo LET, é outro dos aspetos que não está devidamente esclarecido. Como visto, os dados disponíveis para o estudo deste risco, têm como base dados sobre os sobreviventes de bombas atómicas e por isso associados a doses consideravelmente mais elevadas do que as recebidas no âmbito do radiodiagnóstico. Por um lado, considera-se que qualquer valor de dose, mesmo um valor pertencente ao intervalo de baixas doses, é capaz de aumentar o risco para o feto. Por outro, considera-se que o estabelecimento desta relação de dose-resposta, com base nos resultados associados a altas

doses, é uma aproximação grosseira que não está ainda verdadeiramente comprovada, dada a complexidade relativa à capacidade carcinogénica das baixas doses *versus* a ocorrência natural e espontânea de neoplasias no Ser Humano. Desta forma, é importante que seja continuado o estudo desta temática e aprofundados os modelos que avaliam o impacto das baixas doses de radiação de baixo LET a nível intrauterino. Não existindo assim um consenso, devemos nos reger sempre pelos princípios de proteção radiológica e manter as doses para o feto tão baixas quanto razoavelmente possível considerando fatores socioeconómicos (princípio ALARA), preferencialmente durante toda a gravidez.

Não obstante, o mesmo desenvolvimento tecnológico que permite aumentar o conhecimento sobre as baixas doses, simultaneamente permite que sejam desenvolvidos equipamentos cada vez mais especializados em conferir a menor dose possível aos pacientes, sem comprometer a qualidade das imagens, como é o caso da tecnologia PRIME, presente no equipamento utilizado. Relativamente à tomossíntese, como referido, por ser uma modalidade de imagem relativamente recente, existem ainda alguns estudos a ser feitos e por isso a informação disponível no que diz respeito a certos aspetos não está ainda amplamente esclarecida e divulgada.

Apesar disto, a mamografia com tomossíntese está a tornar-se, em alguns locais, no método de preferência para o diagnóstico do cancro da mama e isso leva a questionar se não será vantajosa a substituição da mamografia 2D pela tomossíntese, se com esta substituição se evitar a repetição de exames devido a dúvidas de interpretação. Para isto é importante certificarmos-nos que da mesma forma que a mamografia 2D é considerada segura para realização durante a gravidez, que a tomossíntese também o é. Nesse sentido, a presente dissertação teve como objetivo responder a essa mesma questão, isto é, confirmar que a tomossíntese é segura para realizar durante a gravidez.

Começando por abordar os resultados relativos à dose glandular média, o resultado de 36 mGy, consiste num valor relativamente elevado, considerando que a mama é um dos órgãos mais radiosensíveis. No entanto é necessário lembrar que os resultados obtidos têm como pressuposto a realização de um exame completo, bilateral e em condições máximas. Nem todas as mulheres, por exemplo as que sofreram mastectomias poderão fazer exame às duas mamas nem é necessário estabelecer um valor de 34 kV de tensão para todas. No entanto, quando comparadas as doses das projeções adquiridas em modo mamografia 2D e em modo tomossíntese do 2º plano de irradiação, verifica-se que não existe uma diferença significativa no valor das doses obtidas. Tendo a mamografia incluindo tomossíntese vantagens face à mamografia 2D e sendo ambas dosimetricamente equiparáveis considerando os resultados obtidos, talvez seja preferível a realização da primeira em detrimento da segunda se com esta substituição se evitar a repetição de exames por dificuldades na análise das imagens convencionais.

No que diz respeito à dose para útero, resultante da realização do exame completo, bilateral e em condições maximizadas, o seu valor calculado foi de aproximadamente 0,048 mGy. Tal como foi mencionado para os valores de dose glandular média, dadas as condições extremas em que o exame foi realizado, é provável que a dose no útero seja ainda menor. De facto, a avaliação feita no 1º plano para condições médias não levou a qualquer registo de Kerma no ar, por parte dos dosímetros colocados no ventre do fantoma. Isto leva a concluir que a dose absorvida pelo útero é muito próxima

de 0, ao ponto de não haver nenhuma medição com os dosímetros. Considerando ainda a atenuação da radiação, a dose fetal será igualmente próxima de 0.

Relativamente ao uso de blindagens, tais como aventais de chumbo, estes tipicamente estão presentes nos serviços de radiologia e são normalmente oferecidos às pacientes quando há conhecimento da sua gravidez. No entanto, já no ano de 2011, a *American Association of Physicists In Medicine* publicou na sua página da internet uma comunicação dirigida ao público e aos profissionais de saúde, informando sobre a utilidade deste tipo de aventais. Nessa comunicação é referido que a dose no útero é frequentemente considerada como imensurável e que, por essa razão, a utilização do avental de chumbo não é necessária ou recomendada. Ainda assim, uma vez que a sua utilização não interfere com a realização do exame nem com a qualidade das imagens, o mesmo deve ser fornecido ao paciente, no caso deste fazer essa requisição.

Face ao estudo realizado, é necessário realçar alguns assuntos que podem ter condicionado os resultados obtidos. Apesar de existirem relatórios disponíveis para consulta que fazem avaliações técnicas do equipamento utilizado, dever-se-ia ter procedido à medição do HVL do mamógrafo, para assim utilizar valores reais inerentes ao equipamento e não valores disponíveis na literatura. Relativamente ao 3º plano de irradiação, idealmente dever-se-ia ter utilizado o mesmo número de dosímetros no ventre do fantoma, que se utilizou no 2º plano. Assim, a comparação dos resultados obtidos entre os dois planos torna-se limitada, pois, não é possível compreender na totalidade a influência do aumento da espessura da mama para a dose a nível do útero. No entanto, tal não foi possível dada a limitação relativa ao número de dosímetros disponível para este estudo.

Outra limitação, que tem associação ao trabalho futuro que pode ser desenvolvido, está relacionada com a estrutura do fantoma. O fantoma utilizado representa uma paciente do sexo feminino com um corpo “padrão”. No entanto a estatura e composição corporal dos pacientes é muito variável. A nível do ventre, há pacientes que têm uma maior percentagem de massa gorda e outras com uma maior percentagem de massa magra. Assim, futuramente, poderia ser realizado uma nova avaliação das doses a nível do útero em pacientes reais, para assim compreender até que ponto, a diferença de composição pode influenciar a dose que é recebida pelo útero. Além disto, seria interessante também poder comparar os resultados obtidos nas mesmas condições de aquisição, porém, com diferentes equipamentos como o da GE, Hologic ou Philips ou ainda verificar se existem diferenças significativas nos valores de dose obtidos, em função da escolha de combinações de ânodo/filtro diferentes.

Ainda assim, este trabalho contribuiu para obter mais esclarecimentos acerca da dosimetria associada à tomossíntese. Não existe na literatura, até à data, nenhum outro estudo que tenha utilizado um fantoma físico antropomórfico para proceder à realização de medições na zona do ventre, como se de um paciente real se tratasse. Desta forma, e considerando que é evidentemente necessário desenvolver mais estudos que comprovem estes resultados, os valores de dose obtidos parecem indicar que a realização da mamografia incluindo tomossíntese é igualmente segura durante a gravidez e assim pode ser, em qualquer altura, uma das opções a considerar para o diagnóstico do cancro da mama, sempre que justificada clinicamente.

Referências Bibliográficas

1. International Agency for Research on Cancer. Latest global cancer data: Cancer burden rises to 18.1 million new cases and 9.6 million cancer deaths in 2018 [Internet]. Press Release N° 263. 2018. Disponível em: <http://gco.iarc.fr/>
2. World Health Organization. Fact sheets - Cancer [Internet]. 2018 Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
3. Instituto Nacional de Estatística. Óbitos por causas de morte [Internet]. Disponível em: https://www.ine.pt/xportal/xmain?xpid=INE&xpgid=ine_indicadores&indOcorrCod=0008281&seITab=tab0&xlang=pt
4. Ministério da Saúde. Retrato da Saúde [Internet]. 2018. Disponível em: http://www.sns.gov.pt/wp-content/uploads/2018/04/RETRATO-DA-SAUDE_2018_compressed.pdf
5. American Cancer Society. Breast Cancer: Facts & Figures 2017-2018 [Internet]. Atlanta; 2017. Disponível em: <https://www.cancer.org/content/dam/cancer-org/research/cancer-facts-and-statistics/breast-cancer-facts-and-figures/breast-cancer-facts-and-figures-2017-2018.pdf>
6. Gill J, Sullivan R, Taylor D. Overcoming cancer in the 21st Century. UCL School of Pharmacy January 2015 [Internet]. Disponível em: https://www.ucl.ac.uk/pharmacy/sites/pharmacy/files/overcomingcancerdoc_0.pdf
7. Cancer Research UK. Cancer incidence for common cancers [Internet]. Disponível em: <https://www.cancerresearchuk.org/health-professional/cancer-statistics/incidence/common-cancers-compared#heading-Zero>
8. Kelly SP, Bastos J, Castro C, Mariotto AB, Anderson WF, Sciences P, et al. Breast cancer in Portugal: Temporal trends and age-specific incidence by geographic regions. *Cancer Epidemiol.* 2018;54:12–8.
9. International Agency for Research on Cancer - World Health Organization. Globocan 2018. Population Fact Sheets: Portugal [Internet]. 2018;270:2018–9. Disponível em: <http://gco.iarc.fr/today/fact-sheets-populations%0Ahttp://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/620-portugal-fact-sheets.pdf>
10. Rovera F, Chiappa C, Cogliatore A, Baratelli GM, Fachinetti A, Marelli M, et al. Management of breast cancer during pregnancy. *Int J Surg* [Internet]. 2013;11(S1):S64–8. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1743919113600205>
11. Bushong SC. Radiologic Science for Technologists - Physics, Biology and Protection. 11th ed. ELSEVIER, editor. St. Louis, Missouri; 2017. 375–387 p.
12. Pugh AM, Giannini CM, Pinney SM, Hanseman DJ, Shaughnessy EA, Lewis JD. Characteristics and diagnosis of pregnancy and lactation associated breast cancer: Analysis of a self-reported regional registry. *Am J Surg* [Internet]. 2018;216(4):809–12. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.amjsurg.2018.07.060>
13. Future Market Insights. Digital Breast Tomosynthesis Spurring Mammography Equipment Market Growth; Global Equipment Volume to Surpass 4,500 Units in 2016. Healthcare, Pharmaceuticals and Medical devices [Internet]. 2016. Disponível em: <https://www.futuremarketinsights.com/press-release/digital-breast-tomosynthesis-dbt-system-market>

14. diFlorio-Alexander RM, Slanetz PJ, Moy L, Baron P, Didwania AD, Heller SL, et al. ACR Appropriateness Criteria® Breast Imaging of Pregnant and Lactating Women. *J Am Coll Radiol* [Internet]. 2018;15(11):S263–75. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2018.09.013>
15. Baptista M, Di Maria S, Barros S, Figueira C, Sarmiento M, Orvalho L, et al. Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis: Measurements and Monte Carlo simulations using voxel phantoms. *Med Phys*. 2015;42(7):3788–800. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.4921362>
16. Nakamura T, Suzuki S, Takei Y, Kobayashi I, Pongnapang N, Kato K. Simultaneous measurement of patient dose and distribution of indoor scattered radiation during digital breast tomosynthesis. *Radiography* [Internet]. 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.radi.2018.10.006>
17. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholt Jr EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 3rd ed. Philadelphia: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS; 2012.
18. IAEA. Radiation , People and the Environment [Internet]. 2004; Disponível em: <https://www.iaea.org/sites/default/files/radiation0204.pdf>
19. IAEA. Radiation in Everyday Life [Internet]. Disponível em: <https://www.iaea.org/Publications/Factsheets/English/radlife>
20. Health Physics Society. What Types of Radiation Are There? [Internet]. Disponível em: <https://hps.org/publicinformation/ate/faqs/radiationtypes.html>
21. ICRP. ICRP 74 - Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. In: *Annals of the ICRP*. 1996.
22. Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH. *IAEA Diagnostic Radiology Physics - A Handbook for Teachers and Students*. 2014. 710 p.
23. Diário da República. Portaria n.º 137/2019 de 10 de Maio. *Diário da República*. 2019;90:8–10.
24. Danilovic D, Hamann A. PRIME: Siemens Software-based scatter correction enabling gridless digital mammography. 2016.
25. European Commission. *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. 4th ed. 2006.
26. EUREF. *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems*. 2018.
27. Inkret WC, Meinhold CB, Taschner JC. Radiation and Risk—A Hard Look at the Data. *Los Alamos Sci* [Internet]. 1995;23:166–123. Disponível em: <https://fas.org/sgp/othergov/doe/lanl/00326631.pdf>
28. Diário da República. Decreto-Lei nº 108/2018. *Diário da República*, 1ª série — Nº 232. 2018;5490–543.
29. Framarino-Dei-Malatesta M, Piccioni MG, Brunelli R, Iannini I, Cascialli G, Sammartino P. Breast cancer during pregnancy: A retrospective study on obstetrical problems and survival. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* [Internet]. 2014;173(1):48–52. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejogrb.2013.11.017>

30. Moreira WB, Brandão EC, Soares AN, Lucena CEM de, Antunes CMF. Prognosis for patients diagnosed with pregnancy-associated breast cancer: a paired case-control study. *Sao Paulo Med J.* 2010;128(3):119–24. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/47511019_Prognosis_for_patients_diagnosed_with_pregnancy-associated_breast_cancer_A_paired_case-control_study
31. Rojas KE, Bilbro N, Manasseh DM, Borgen PI. A Review of Pregnancy-Associated Breast Cancer: Diagnosis, Local and Systemic Treatment, and Prognosis. *J Women's Heal.* 2018;00:778–84. Disponível em: <http://doi.org/10.1089/jwh.2018.7264>
32. Dietz JR, Partridge AH, Gemignani ML, Javid SH, Kuerer HM. Breast Cancer Management Updates: Young and Older, Pregnant, or Male. *Ann Surg Oncol.* 2015;22(10):3219–24.
33. Ruiz R, Herrero C, Strasser-Weippl K, Touya D, St. Louis J, Bukowski A, et al. Epidemiology and pathophysiology of pregnancy-associated breast cancer: A review. *The Breast [Internet].* 2017;35:136–41. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.breast.2017.07.008>
34. Amant F, Loibl S, Neven P, Van Calsteren K. Malignancies in Pregnancy 2 - Breast cancer in pregnancy. *Lancet [Internet].* 2012;379(2):570–9. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22325662>
35. Andersson TML, Johansson ALV, Fredriksson I, Lambe M. Cancer during pregnancy and the postpartum period: A population-based study. *Cancer.* 2015;121(12):2072–7.
36. Durrani S, Akbar S, Heena H. Breast cancer during pregnancy. *Cureus.* 2018;10(7):1–12. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6128597/pdf/cureus-0010-00000002941.pdf>
37. OECD. SF2.3: Age of mothers at childbirth and age-specific fertility. *OECD Fam Database [Internet].* 2018;1–4. Disponível em: http://www.oecd.org/els/soc/SF_2_3_Age_mothers_childbirth.pdf
38. PORDATA. Idade média da mãe ao nascimento do primeiro filho [Internet]. 2019. Disponível em: <https://www.pordata.pt/Portugal/Idade+média+da+mãe+ao+nascimento+do+primeiro+filho-805>
39. Knabben L, Mueller D. M. Breast cancer and pregnancy. *Horm Mol Biol Clin Investig.* 2017;
40. Eberl MM, Fox CH, Edge SB, Carter CA, Mahoney MC. BI-RADS Classification for Management of Abnormal Mammograms. *J Am Board Fam Med [Internet].* 2006 Mar 1;19(2):161 LP – 164. Disponível em: <http://www.jabfm.org/content/19/2/161.abstract>
41. Abdulla S. Production of X-Rays [Internet]. *FRCR Physics Notes.* 2019. Disponível em: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/production-of-x-rays>
42. World Health Organization. Hospital Medical Equipment - general information: Radiographic units, mobile. 2012;2012:13272. Disponível em: http://www.who.int/medical_devices/innovation/hospt equip_26.pdf
43. *Medical Dictionary for the Health Professions and Nursing.* Phototimer definition. Farlex. 2012.
44. Feng SSJ, Sechopoulos I. Clinical Digital Breast Tomosynthesis System: Dosimetric Characterization. *Radiology [Internet].* 2012;263(1):35–42. Disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.11111789>
45. Elgazzar AH, Kazem N. *The Pathophysiologic Basis of Nuclear Medicine.* 2015. 715–726 p.

46. Desouky O, Ding N, Zhou G. Targeted and non-targeted effects of ionizing radiation. *J Radiat Res Appl Sci* [Internet]. 2015;8(2):247–54. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jrras.2015.03.003>
47. Gomes M, Matias A, Macedo F. Risks to the fetus from diagnostic imaging during pregnancy: review and proposal of a clinical protocol. *Pediatr Radiol*. 2015;45(13):1916–29.
48. Nguyen CP, Goodman LH. Fetal Risk in Diagnostic Radiology. *Semin Ultrasound, CT MRI* [Internet]. 2012;33(1):4–10. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1053/j.sult.2011.09.003>
49. ICRP. ICRP 103 - The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. In: *Annals of the ICRP* [Internet]. 2007. Disponível em: [http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP Publication 103](http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103)
50. Tirada N, Dreizin D, Khati NJ, Akin EA, Zeman RK. Imaging pregnant and lactating patients. *Radiographics* [Internet]. 2015;35(6):1751–65. Disponível em: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.2015150031>
51. Rimawi BH, Green V, Lindsay M. Fetal implications of diagnostic radiation exposure during pregnancy: Evidence-based recommendations [Internet]. *Clin Obstet Gynecol*. 2016;59(2):412–8.
52. Abdullahi MG. The Effects of X-rays (Radiation) on Embryonic and Fetal during Developmental Pregnancy Stages [Internet]. *J Nucl Med Radiat Ther*. 2015;06(04):4–7. Disponível em: https://www.academia.edu/24729805/The_Effects_of_X-rays_Radiation_on_Embryonic_and_Fetal_during_Developmental_Pregnancy_Stages
53. BEIR. BEIR VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: Report in Brief. *Natl Acad*. 2006;(93):93–6.
54. O'Connor MK. Risk of low-dose radiation and the BEIR VII report: A critical review of what it does and doesn't say. *Phys Medica* [Internet]. 2017;43:153–8. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.07.016>
55. Siegel JA, Greenspan BS, Maurer AH, Taylor AT, Phillips WT, Van Nostrand D, et al. The BEIR VII estimates of low-dose radiation health risks are based on faulty assumptions and data analyses: A call for reassessment [Internet]. *J Nucl Med*. 2018;59(7):1017–9. Disponível em: <http://jnm.snmjournals.org/content/59/7/1017.full.pdf+html>
56. Clinical Imaging Systems. Siemens Mammomat Inspiration Digital Mammography.
57. Siemens. Mammomat Inspiration with PRIME Technology- The reference in low-dose mammography. 2016.
58. Highnam R, Brady M. *Mammographic Image Analysis* [Internet]. SPRINGER-S. Kluwer Academic Publishers; 1999. 383 p. Disponível em: <http://www.mammoimage.org/algorithms/>
59. Siemens. Mammomat Inspiration with PRIME Technology - Technical Specifications [Internet]. Disponível em: https://www.siemens-healthineers.com/mammography/digital-mammography/mammomat-inspiration-prime#TECHNICAL_SPECIFICATIONS
60. DeWerd LA, Kissick M. *The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development* [Internet]. Vol. 25. Springer; 2013. 298 p. Disponível em: <https://books.google.com/books?id=9b68BAAAQBAJ&pgis=1>
61. Azorín Nieto J. Thermoluminescence Dosimetry (TLD) and its Application in Medical Physics. 2004;20(2004):20–7.
62. Gunderson LL, Tepper EJ. *Clinical Radiation Oncology*. 3th ed. Elsevier; 2012. 1776 p.

63. Radiological Protection Institute of Ireland. Thermoluminescent Dosimeters for Personal Dosimetry.
64. Pereira J, Pereira MF, Rangel S, Saraiva M, Santos LM, Cardoso J V., et al. Fading effect of LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P for Ext-Rad and whole-body detectors. *Radiat Prot Dosimetry*. 2016;170(1–4):177–80.
65. NHS. NHS breast screening programme equipment report- Technical evaluation of Siemens Mammomat Inspiration digital breast tomosynthesis system – modified detector and software (VB60) [Internet]. 2018. Disponível em: https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/505808/nhsbsp-equipment-report-1306v2_uploaded_070316.pdf
66. Gennaro G, Bernardi D, Houssami N. Radiation dose with digital breast tomosynthesis compared to digital mammography: per-view analysis [Internet]. *Eur Radiol*. 2017;
67. Vedantham S, Karellas A, Vijayaraghavan GR, Kopans DB. Breast tomosynthesis: state of the art. *Radiology* [Internet]. 2015;277(3):663–84. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4666121/pdf/radiol.2015141303.pdf>

Anexos

A – Fatores de conversão para o cálculo da Dose Glandular Média

Tabela 1A- Fator g para espessuras de mamas simuladas com PMMA

Espessura de PMMA (mm)	Equivalência à espessura da mama (mm)	Fator g (mGy/mGy)											
		HVL (mm Al)											
		0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
20	21	0,329	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585	0,609	0,631	0,650	0,669
30	32	0,222	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448	0,473	0,495	0,516	0,536
40	45	0,155	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339	0,366	0,387	0,406	0,425
45	53	0,130	0,155	0,177	0,198	0,220	0,245	0,272	0,295	0,317	0,336	0,354	0,372
50	60	0,112	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	0,282	0,300	0,317	0,333
60	75	0,088	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210	0,228	0,243	0,257	0,272
70	90		0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172	0,188	0,202	0,214	0,227
80	103		0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149	0,163	0,176	0,187	0,199

Tabela adaptada de [24,25].

Tabela 2A: Fator c para espessuras de mamas simuladas com PMMA

Espessura de PMMA (mm)	Equivalência à espessura da mama (mm)	Equivalência à glandularidade da mama (%)	Fator c										
			HVL (mm Al)										
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
20	21	97	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921	0,924	0,928	0,933	0,937
30	32	67	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953	0,956	0,959	0,961	0,964
40	45	41	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034	1,032	1,030	1,028	1,026
45	53	29	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088	1,082	1,078	1,073	1,068
50	60	20	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134	1,124	1,117	1,111	1,103
60	75	9	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207	1,196	1,186	1,175	1,164
70	90	4	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249	1,236	1,225	1,213	1,200
80	103	3	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262	1,249	1,238	1,226	1,213

Tabela adaptada de [24,25].

Tabela 3A: Fator s para espessuras de mamas simuladas com PMMA

Ânodo/Filtro	Fator s
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Ag	1,087
W/Rh	1,042
W/Ag	1,042

Tabela adaptada de [24,25].

Tabela 4A: Factor T para espessuras de mamas simuladas com PMMA específicas para o modelo Siemens Mammomat Inspiration

Espessura de PMMA (mm)	Equivalência à espessura da mama (mm)	Fator T – Siemens Mammomat Inspiration
20	21	0,979
30	32	0,973
40	45	0,969
45	53	0,968
50	60	0,966
60	75	0,964
70	90	0,962
80	103	9,961

Tabela adaptada de [24,25].