

# **Termografia como Meio de Diagnóstico Complementar da Mamografia**

**Elizabete Marques Amaral**

Relatório Final do Trabalho de Projeto apresentado à  
**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**  
**Instituto Politécnico de Bragança**

para a obtenção do grau de Mestre em  
**Tecnologia Biomédica**

Novembro de 2013



# **Termografia como Meio de Diagnóstico Complementar da Mamografia**

**Elizabete Marques Amaral**

Relatório Final do Trabalho de projeto apresentado à  
**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**  
**Instituto Politécnico de Bragança**

para a obtenção do grau de Mestre em  
**Tecnologia Biomédica**

Este trabalho foi efetuado sob orientação do  
**Professor Fernando Jorge Coutinho Monteiro**

“Este trabalho de projeto inclui as críticas e sugestões feitas pelo Júri”

Novembro de 2013







“Quando se tem uma meta, o que era um obstáculo  
passa a ser uma das etapas do plano.”

*Gerhard Erich Boehme*





“Aos meus pais, irmã, sobrinhos e a ti, avó (estejas onde estiveres)”



## **Agradecimentos**

Em primeiro lugar, não posso deixar de agradecer à minha família (pais, irmã e sobrinhos) por todo apoio e compreensão e pedir desculpa pela minha ausência nesta fase.

Seguidamente, quero agradecer à Liga Portuguesa Contra o Cancro – Núcleo Regional do Norte, nomeadamente ao Excelentíssimo Doutor Vítor Veloso, Excelentíssima Doutora Ana Teresa Aguiar e Leopoldina Amaral pela permissão, compreensão e toda a ajuda que me deram na execução deste trabalho. Não posso também deixar de agradecer às minhas colegas de trabalho Paula, Gorete, Marta, Adélia, Carla, Cláudia e a todas as colegas que de uma forma ou de outra me ajudaram e apoiaram... Um muito obrigado a todas.

A ti, Alberto, obrigada por toda a paciência, apoio, compreensão e pelo facto de estares sempre a meu lado...

Às minhas amigas Carolina e Rute, um muito obrigada pela vossa ajuda e disponibilidade.

À minha amiga Cristina pela paciência e compreensão da minha ausência, mas sabes como é: apesar de ausente, sempre presente...

Dra. Sandra Rua, muito obrigada pela sua ajuda e disponibilidade que tão preciosas foram para mim.



## Resumo

O cancro de mama representa a segunda causa de morte por cancro, logo após o cancro de pulmão. Atualmente a sua deteção precoce é efetuada por mamografia. Porém, esta fornece apenas informação anatómica detetando o cancro quando este já se encontra estabelecido. Nas lesões, antes da sua formação, ocorrem alterações fisiológicas que poderão ser detetadas por termografia, uma vez que a angiogénese criada pelo tumor e o aumento das suas necessidades metabólicas induzem um aumento de temperatura.

A termografia foi introduzida como meio de diagnóstico de cancro de mama em 1965 e inicialmente foi bem aceite. Porém, alguns estudos colocaram em causa a eficiência deste método quando comparado com a mamografia, pelo que a comunidade médica foi perdendo o interesse. Recentemente houve vários avanços a nível das câmaras térmicas, pelo que são necessários novos estudos para verificar o potencial destas no rastreio de cancro de mama.

O objetivo deste trabalho é efetuar um estudo comparativo entre as mamografias e os termogramas mamários, de modo a fornecer novos dados sobre a aplicação da termografia no complemento da mamografia na deteção e monitorização do cancro de mama.

Para tal, foram adquiridos termogramas a 151 utentes (após consentimento informado) que participavam no Programa de Rastreio de Cancro de Mama da Liga Portuguesa Contra o Cancro – Núcleo Regional do Norte, onde o rastreio é efetuado por mamografia. Para a recolha das imagens foi utilizada a câmara térmica FLIR T-365 que se encontrava posicionada a cerca de 1 metro de distância da área mamária, numa sala com uma temperatura entre 18°C e 23°C e onde potenciais fontes de calor foram eliminadas para reduzir os artefactos térmicos. A análise da mamografia foi efetuada por médicos Radiologistas e classificadas segundo a Sistema de Classificação de Marselha das *European Guidelines*; nos termogramas foi analisada a assimetria das mamas e calculadas as diferenças de temperatura, classificando-as depois numa escala pré-estabelecida; por último foi efetuada a comparação dos resultados.

Chegou-se à conclusão que a termografia pode ajudar na deteção de lesões mamárias, contudo com a escala apresentada não foi possível estabelecer uma relação direta entre o aumento da temperatura na termografia e a malignidade da lesão.

**Palavras-Chave:** Cancro de Mama, Termorregulação, Termografia Mamária, Mamografia, Sensibilidade, Especificidade.



## Abstract

After the lung cancer, breast cancer represents the second most important cause of death. Currently, the early detection is achieved by means of mammography providing anatomical details, although the cancer is only detected when it is already present. Before that, several physical alterations occur that can be detected by thermography, due to the increase of temperature created by the tumor angiogenesis and the higher metabolic rate.

In 1965, the thermography was introduced as a diagnosis tool for breast cancer and initially very well accepted; however lost interest by the community due to the less efficiency of this technique when compared with mammography were reported in some studies. Recently new improvements were achieved in thermography cameras, thus new studies are needed to observe the potencial of this technique in breast cancer screening.

The aim of this work is to perform a comparative study between mammography and breast thermograms, to give new insight concerning the application of the thermography ad a complementary tool of mammography in the early detection of breast cancer.

For this study, 151 patients performed the screening mammography program of the *Liga Portuguesa Contra o Cancro- Núcleo Regional do Norte*, and in addition, have made a thermographic examination (after informed consent). This exam was performed using a thermographic camera FLIR T- 365, at 1 meter of distance from the breast, in a room with a controlled temperature in between 18°C and 23°C, and no potential sources of additional heat in order to reduce thermal artifacts. Radiologists analyzed each mammographic image using Marseille System by European Guidelines. The analysis of the thermograms was base on asymmetry and skin temperature differences. A rating scale was proposed and the results were further compared with the Mammography scores.

As main conclusion, the thermography can help in early detection of breast lesions, however the proposal rating scale don't allows to assess the relationship between the temperature increase in thermography and the malignancy of the lesions.

**Keywords:** Breast Cancer, Thermoregulation, Breast Thermography, Mammography, Sensibility, Specificity.





# Índice

Índice de Figuras.....	xv
Índice de Tabelas .....	xix
Lista de Acrónimos e Abreviaturas.....	xxi
Capítulo 1 .....	1
Introdução .....	1
Capítulo 2 .....	3
Mama .....	3
2.1 Anatomia e Fisiologia da Mama.....	3
2.2 Patologia Mamária.....	7
2.2.1 Alterações Fibrocísticas .....	8
2.2.1.1 Alteração Fibrocística Simples .....	8
2.2.1.2 Alteração Fibrocística Proliferativa .....	8
2.2.1.3 Adenose Esclerosante.....	9
2.2.2 Inflamações.....	9
2.2.3 Neoplasias/Tumores da Mama .....	10
2.3 Cancro de Mama.....	12
2.3.1 Epidemiologia e Etiologia do Cancro de Mama.....	12
2.3.1.1 Baixo Risco.....	12
2.3.1.2 Médio Risco.....	13
2.3.1.3 Alto Risco .....	16
2.3.2 Morfologia.....	18
2.3.2.1 Carcinoma Não-Infiltrativo ou <i>In Situ</i> .....	19
2.3.2.1.1 Carcinoma Ductal <i>In Situ</i> .....	19
2.3.2.1.2 Carcinoma Lobular <i>In Situ</i> .....	19

2.3.2.2 Carcinoma Infiltrativo .....	19
2.3.2.2.1 Carcinoma Ductal Infiltrativo – Cirroso .....	19
2.3.2.2.2 Carcinoma Lobular Infiltrativo .....	20
2.3.2.2.3 Carcinoma Medular .....	20
2.3.2.2.4 Carcinoma Colóide (Mucinoso).....	20
2.3.2.2.5 Doença de <i>Paget</i> .....	20
2.3.2.2.6 Carcinoma Tubular.....	20
2.3.2.3 Carcinoma Inflamatório .....	20
2.4 Termorregulação.....	22
Capítulo 3 .....	25
Termografia .....	25
3.1 História da Termografia .....	25
3.2 Princípios Físicos.....	32
3.3 Termografia Mamária .....	41
3.4 Vantagens da Termografia .....	45
3.5 Desvantagens da Termografia .....	46
Capítulo 4 .....	48
Mamografia .....	48
4.1 História da Mamografia .....	48
4.2 Equipamento de Mamografia e Processo de Formação da Imagem.....	55
4.3 Vantagens da Mamografia .....	64
4.4 Desvantagens Mamografia.....	65
Capítulo 5 .....	68
Trabalho Experimental.....	68
5.1 Breve Introdução e Objetivo do Estudo .....	68
5.2 Estado da Arte .....	69
5.2.1 Aplicação da Termografia Isoladamente na Detecção de Cancro de Mama .....	69

5.2.2 Aplicação da Termografia como Meio Complementar da Mamografia na Detecção Precoce de Cancro de Mama.....	70
5.3 Participantes no Estudo .....	72
5.3.1 Aquisição, Tratamento e Avaliação das Imagens Termográficas .....	73
5.3.2 Aquisição, Tratamento e Avaliação das Imagens Mamográficas.....	75
5.4 Resultados e Discussão .....	78
Capítulo 6 .....	90
Conclusão .....	90
Referências Bibliográficas .....	93
Anexos.....	102



## Índice de Figuras

<b>Figura 2.1:</b> Desenvolvimento da mama feminina na pré-puberdade e na adolescência (Jatoi, et al., 2006).....	3
<b>Figura 2.2:</b> Glândula mamária (Ramé, et al., 2012).....	5
<b>Figura 2.3:</b> Mama e prolongamento de <i>Spencer</i> (adaptado de (Pereira, 1999)).....	5
<b>Figura 2.4:</b> Representação global dos ligamentos de <i>Cooper</i> em “aros de roda”, e do músculo grande peitoral (adaptado de (Porth, 2004)). .....	5
<b>Figura 2.5:</b> Irrigação arterial da mama (Hall, et al., 2005). .....	6
<b>Figura 2.6:</b> Tumores mais frequentes no sexo Masculino e Feminino em 2007, em percentagem do número total de casos verificados (Ror13). .....	16
<b>Figura 2.7:</b> Taxas de incidência padronizadas de cancro na região Norte de Portugal em 2000 e 2007, respetivamente (Ror13). .....	16
<b>Figura 2.8:</b> Distribuição da frequência do tumor principal na mama (Jatoi, et al., 2006).....	18
<b>Figura 2.9:</b> Localização dos carcinomas mamários ductal e lobular, <i>in situ</i> e infiltrativo (Moynihan, 2006).....	18
<b>Figura 3.1:</b> Refração que ocorre quando a luz branca passa através do prisma de vidro – experiência de <i>Herschel</i> (Santos, 2007). .....	26
<b>Figura 3.2:</b> Primeiro pirómetro ótimo construído por <i>Morse</i> (Afonso, 2010).....	28
<b>Figura 3.3:</b> Termómetro de infravermelhos de <i>L. Bellingham</i> (Afonso, 2010).....	28
<b>Figura 3.4:</b> Espectro eletromagnético (Robaert, 2011). .....	33
<b>Figura 3.5:</b> Balanço da radiação incidente num corpo (Sousa, 2010).....	34
<b>Figura 3.6:</b> Distribuição espectral das diferentes emissividades em função do comprimento de onda (Afonso, 2010). .....	35
<b>Figura 3.7:</b> Emitância espectral, por comprimento de onda de um corpo negro em função da temperatura – Lei de <i>Planck</i> (FLIR). .....	37
<b>Figura 3.8:</b> Transmissão espectral da radiação infravermelha através da atmosfera terrestre ( $TT_{am}$ ) com uma espessura de 1,5Km com as bandas de absorção dos gases mais comuns (Minkina, et al., 2009). .....	38
<b>Figura 3.9:</b> Interação dos fluxos de radiação que interferem na leitura da radiação (Minkina, et al., 2009).....	41

<b>Figura 3.10:</b> Imagens em posição frontal, oblíqua esquerda e oblíqua direita, respetivamente. .....	44
<b>Figura 3.11:</b> Visualização do mesmo termograma com paleta <i>iron</i> e <i>midgreen</i> , respetivamente.....	44
<b>Figura 4.1:</b> Esquema de funcionamento do tubo de <i>Crookes</i> (Bushong, 1999). ....	48
<b>Figura 4.2:</b> Primeira radiografia da mão da esposa de <i>Roentgen</i> (Bushong, 1999).....	49
<b>Figura 4.3:</b> Fotografia do primeiro exame com raios X, nos Estados Unidos da América, quando <i>Eddie McCarthy</i> , de Hanover, fraturou o punho e foi enviada para que lhe fizessem uma fotografia com a “luz X”. Na imagem é possível visualizar (da esquerda para a direita) com a paciente (a meio), o professor <i>E. B. Frost</i> , seu irmão <i>Dr. E.G. Frost</i> (diretor do Hospital Mary Hitchcock) e a Senhora <i>G. D. Frost</i> (enfermeira-chefe do hospital) (Bushong, 1999).....	50
<b>Figura 4.4:</b> Primeira mamografia de uma mama sem patologia obtida por <i>Warren</i> (Basset, et al., 2005) . ....	52
<b>Figura 4.5:</b> Posicionamento da paciente por <i>Leborgne</i> para a incidência crânio-caudal e oblíqua medio-lateral (Basset, et al., 2005). ....	53
<b>Figura 4.6:</b> Aspeto geral de um mamógrafo (GE Medical Systems, 2004). Legenda: 1 – Coluna; 2 – Botão de paragem em emergência; 3 – Consolda do operador; 4 – Braço de exame; 5 – Protetor de radiação; 6 – Eixo de rotação; 7 – Luz de deteção de cassete.....	55
<b>Figura 4.7:</b> Pormenor do braço de exame (GE Medical Systems, 2004). ....	56
<b>Figura 4.8:</b> Componentes principais de uma ampola de raios X (Bushong, 1999). ....	56
<b>Figura 4.9:</b> Inclinação de uma ampola de raios X num equipamento de mamografia (Bushong, 1999). ....	58
<b>Figura 4.10:</b> Representação esquemática da formação de radiação característica (Dimenstein, et al., 2002).....	58
<b>Figura 4.11:</b> Representação esquemática da formação de radiação de travagem (Dimenstein, et al., 2002).....	59
<b>Figura 4.12:</b> Algumas vantagens do sistema de compressão (Bushong, 1999).....	61
<b>Figura 4.13:</b> Posição relativa do controlo automático de exposição (Bushong, 1999). ....	63
<b>Figura 4.14:</b> Constituintes de um fotomultiplicador (Hamamatsu, 2013).....	63
<b>Figura 4.15:</b> Exemplo de uma consola de operador utilizado em mamografia (GE Medical Systems, 2004). ....	64
<b>Figura 5.1:</b> Câmara FLIR T-365 <sup>®</sup> utilizada na aquisição dos termogramas.....	73

<b>Figura 5.2:</b> O mesmo termograma com uma escala de variação de 10°C e 5°C, respectivamente.....	74
<b>Figura 5.3:</b> Possível lesão no QSE da mama direita e identificação dos valores de temperatura para $\Delta T1$ .....	74
<b>Figura 5.4:</b> Possível lesão no QSE da mama direita e identificação dos valores de temperatura para o cálculo de $\Delta T2$ .....	74
<b>Figura 5.5:</b> Posicionamento para a incidência crânio-caudal e imagem adquirida (Ballinger, et al., 2003). .....	76
<b>Figura 5.6:</b> Posicionamento para a incidência Obliqua Médio-Lateral (Ballinger, et al., 2003). .....	77
<b>Figura 5.7:</b> Distinção entre os diferentes tipos de lesões da mama relativamente à benignidade e malignidade, nomeadamente no formato da massa, suas margens e densidade (Tahmasbi, et al., 2011). .....	77
<b>Figura 5.8:</b> Exemplo de um falso-positivo em $\Delta T1$ e verdadeiro-negativo em $\Delta T2$ e $\Delta T3$ ....	81
<b>Figura 5.9:</b> Exemplo de um verdadeiro-negativo. ....	82
<b>Figura 5.10:</b> Exemplo de uma lesão suspeita na mama direita na mamografia que foi confirmada pela termografia, mas que esta na análise $\Delta T1$ classificou uma lesão na mama esquerda como suspeita, quando não o era. ....	83
<b>Figura 5.11:</b> Utente com uma lesão no QSI da mama direita, quer na mamografia, quer na termografia. ....	84
<b>Figura 5.12:</b> Utente com uma lesão (microcalcificações) no QSE da mama direita na mamografia e um ligeiro aumento de temperatura no QSI da mama direita e nos Quadrantes Superiores da esquerda na termografia. ....	84
<b>Figura 5.13:</b> Utente com uma lesão classificada com lesão maligna, mas que a termografia considerou apenas suspeita numa das classificações.....	85





## Índice de Tabelas

<b>Tabela 2.1:</b> Número de novos casos e óbitos por Carcinoma Mamário nos dez Maiores Países do Mundo em 2000 (Amorim, 2007). .....	14
<b>Tabela 2.2:</b> Taxa de incidência dos cancros mais frequentes no homem e na mulher, em 2005, na região Norte de Portugal (Ror13). .....	15
<b>Tabela 2.3:</b> Número de óbitos e taxas de mortalidade por cancro de mama na mulher, por idade em Portugal (por 100 000 habitantes) em 2001 (adaptado de (Ministério da Saúde, 2004)).....	17
<b>Tabela 3.1:</b> Valores de emissividade de diferentes materiais (Adaptado de: (Umadevi, et al., 2009; Universidade de Coimbra, 2007)). .....	33
<b>Tabela 5.1:</b> Classificação de Marselha (Perry, et al., 2006). .....	78
<b>Tabela 5.2:</b> Resultados da classificação da escala IR dos 179 casos. ....	79
<b>Tabela 5.3:</b> Distribuição das utentes de acordo com a classificação de Marselha. ....	79
<b>Tabela 5.4:</b> Número de verdadeiros-positivos, falsos-positivos, falsos-negativos e verdadeiros-negativos na termografia. ....	80
<b>Tabela 5.5:</b> Valores de sensibilidade e especificidade da termografia neste estudo. ....	86
<b>Tabela 5.6:</b> Análise dos Falsos-Positivos. ....	87
<b>Tabela 5.7:</b> Análise dos Falsos-Negativos. ....	87
<b>Tabela 5.8:</b> Casos verdadeiros-positivos, falsos-positivos, falsos-negativos e verdadeiros-negativos após nova análise. ....	88
<b>Tabela 5.9:</b> Valores de sensibilidade e especificidade da termografia após análise dos falsos-positivos e falsos-negativos. ....	88



## Lista de Acrónimos e Abreviaturas

- % – percentagem;
- ± - mais ou menos;
- µm – micrómetros;
- µs – microssegundos;
- CAD – Sistema de Detecção Automático (do inglês, *Computer Aided Detection*);
- CC – Crânio-caudal;
- cm – centímetros;
- DNA – Ácido Desoxirribonucleico;
- Dr. – Doutor;
- FLIR – *Forward Looking Infra Red*;
- FPA – *Focal Plane Array*;
- FSH – Hormona Folículo-Estimulante (do inglês, *Follicle-Stimulating Hormone*);
- Ge – Germânio;
- HgTeCd – Mercúrio-Cádmio-Telúrico;
- Hz – Hertz;
- InSb – Antimoneto de Índio;
- ITE - *Inside Thermal Estimations*;
- K – Kelvin;
- Km – quilómetros;
- kV – quilovolts;
- kVp – Kilovolts pico;
- LH – Hormona Luteinizante (do inglês, *Luteinizing Hormone*);
- M – Presença de Metástases:
- m<sup>2</sup> – metro quadrado;
- mA – miliamperes;
- mAs – miliamperes segundo;
- mK – milikelvins;
- mm – milímetros;
- N – Envolvimento dos gânglios linfáticos regionais;
- NaCl – Cloreto de Sódio;

nm – nanómetros;  
nm23 – gene supressor de metástases;  
°C – graus Celsius;  
OML – Oblíqua Médio-lateral;  
PbS – Sulfureto de Chumbo  
PET - Tomografia por Emissão de Protões;  
pm – picómetros;  
QIE – Quadrante Inferior Externo;  
QII – Quadrante Inferior Interno;  
QSE – Quadrante Superior Externo;  
QSI – Quadrante Superior Interno;  
RBFN – Rede de Função de Base Radial;  
ROC - Recetor das Características Operacionais;  
Roreno – Registo Oncológico do Norte  
Si – Silício;  
T – Tamanho do Tumor;  
W – watt;  
ZnS – Sulfato de Zinco;  
ZnSe – Selenite de Zinco;

# Capítulo 1

## Introdução

A mama é um órgão bilateral localizado na parede anterior do tórax e constitui, sem dúvida um dos maiores símbolos de sexualidade da mulher. É constituída por vários tipos de tecido, nomeadamente tecido subcutâneo conjuntivo, tecido epitelial glandular e tecido adiposo, cujas proporções variam ao longo da vida de uma mulher.

Existem várias patologias que podem afetar a mama, no entanto a que mais preocupa as mulheres de modo geral são as neoplasias da mama, vulgarmente denominadas cancro de mama, devido quer às suas consequências mutiladoras e estéticas, quer ao pavor associado à palavra “cancro”.

O cancro de mama representa a segunda principal causa de morte por cancro nos países ocidentais e a sua incidência tem vindo a aumentar. Como não se sabe a causa (apenas que há alguns fatores de risco associados), uma deteção precoce é a chave para um bom prognóstico. Atualmente esta deteção é feita essencialmente através de auto exame, exame clínico, mamografia e ecografia. Estas técnicas de diagnóstico fornecem informação anatómica e apenas permitem a deteção do tumor quando este já se encontra desenvolvido.

Como a formação e crescimento do tumor são acompanhados por alterações fisiológicas nas estruturas, uma técnica que fornecesse informação fisiológica, fosse barata, fácil de transportar e sem qualquer tipo de contra-indicação e portanto que pudesse ser utilizada como um método complementar no rastreio desta doença rastreio era excelente. Surge, então a termografia, que fornece informações da temperatura do corpo e reúne estas características. Como o crescimento do tumor pressupõe alterações da homeostasia do organismo (devido à sua necessidade metabólica e angiogénese), a área afetada irá possuir uma temperatura superior. Assim, a termografia irá fornecer informações sobre a temperatura à superfície da pele e consequentemente a presença de uma assimetria numa das mamas irá ser uma área com suspeita de lesão.

O objetivo deste trabalho prende-se com verificar a possível utilização da termografia mamária como meio de diagnóstico complementar da mamografia.

Para a execução deste objetivo, delinearão-se os seguintes passos:

1. Obtenção de uma base de dados de utentes que tivessem mamografia recente e permitissem a aquisição dos termogramas para comparação. Esta base de dados tinha de ser suficientemente grande que permitisse inferir alguma conclusão;
2. Realizar uma pesquisa bibliográfica para perceber o que estava a ser feito na área e qual o método que poderia ser utilizado para analisar os termogramas adquiridos;
3. Análise e discussão dos resultados obtidos;
4. Apresentação dos resultados em conferências e sua eventual publicação em revistas internacionais de referência.

Este trabalho apresentou como principal limitação à sua execução a aquisição dos dados, pois não é fácil a participação voluntária das pessoas, principalmente quando há a necessidade de expor o seu corpo. Para além disso havia a limitação das voluntárias terem necessariamente que efetuar mamografia nesse dia ou ter mamografia feita há pouco tempo, facto que foi colmatado pela possibilidade de aquisição das imagens ser feita em utentes que participavam no Programa de Rastreio de Cancro de Mama, do Núcleo Regional do Norte, da Liga Portuguesa Contra o Cancro.

Esta dissertação encontra-se estruturada em seis capítulos.

No Capítulo 2 é efetuado um estudo da Mama, desde a sua anatomia, fisiologia, patologias mamárias e uma breve abordagem à doença mamária que mais preocupa – o cancro de mama.

Seguidamente, no Capítulo 3 descreve-se um pouco da Termografia, desde a sua história, princípios físicos, termografia mamária, até às vantagens e desvantagens desta técnica.

O Capítulo 4 retrata a Mamografia; nele refere-se um pouco da sua história, constituição de um equipamento de mamografia e produção dos raios X, vantagens e desvantagens desta técnica.

O Capítulo 5 é dedicado ao Trabalho Experimental. Nele é feita uma breve introdução ao estudo, uma revisão da literatura para verificar o estado da arte (no qual consta um pouco de alguns estudos que têm sido efetuados nesta área), a descrição da escolha das pacientes, o modo como foram adquiridas, tratadas e avaliadas as imagens (quer mamográficas, quer termográficas), e resultados e sua discussão.

Por último o Capítulo 6 apresenta as conclusões deste trabalho e futuros trabalhos a desenvolver.

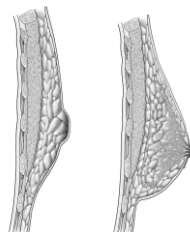
## Capítulo 2

# Mama

### 2.1 Anatomia e Fisiologia da Mama

A mama é um órgão bilateral situado entre a terceira e a sétima costela, na parede torácica anterior e é sustentada pelos músculos peitorais, fáscia superficial e tecido conjuntivo fibroso da própria mama (Gonçalves, et al., 2006; Pereira, 1999; Porth, 2004; Seeley, et al., 1997). Possui no seu interior glândulas mamárias que não são mais do que glândulas excretoras, consideradas glândulas sudoríparas apócrinas altamente modificadas (Gonçalves, et al., 2006; Pereira, 1999).

Desde o nascimento e até à puberdade, a mama não se desenvolve e, tanto no homem como na mulher, resume-se a apenas um mamilo e seus ductos/canais (Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999; Pereira, 1999; Porth, 2004; Seeley, et al., 1997). Na puberdade, a glândula mamária feminina sofre diversas alterações estruturais e funcionais nesta fase devido à libertação de hormonas hipofisárias (FSH e LH) e prolactina. Com a libertação destas hormonas, o ovário é estimulado a produzir estrogénio e progesterona. O estrogénio irá provocar o desenvolvimento e aumento do calibre do sistema canalicular da glândula mamária, e a progesterona é responsável pelo aparecimento de pequenas massas sólidas de células epiteliais poligonais que irão dar origem aos futuros alvéolos ou lóbulos (Damjnov, 2000; Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999; Pereira, 1999; Porth, 2004).



**Figura 2.1:** Desenvolvimento da mama feminina na pré-puberdade e na adolescência (Jatoi, et al., 2006).

Na idade adulta, a mama é constituída principalmente por tecido epitelial glandular, tecido subcutâneo conjuntivo fibroso e algum tecido adiposo (Gonçalves, et al., 2006; Pereira, 1999). O mamilo é o local onde se abrem, na superfície cutânea, os ductos ou canais

excretoras e apresenta uma coloração castanho-clara rosada, castanho-escura ou negra (Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999; Porth, 2004). Em torno deste existe outra estrutura denominada aréola mamária, que apresenta uma forma circular, pigmentada, com algumas glândulas mamárias rudimentares, situadas muito superficialmente – glândulas areolares ou tubérculos de *Montgomery* – o que lhe confere um aspeto bocelado. Estas glândulas têm como principal papel protegerem o mamilo e aréola mamária de eventuais irritações durante a amamentação (Porth, 2004; Seeley, et al., 1997).

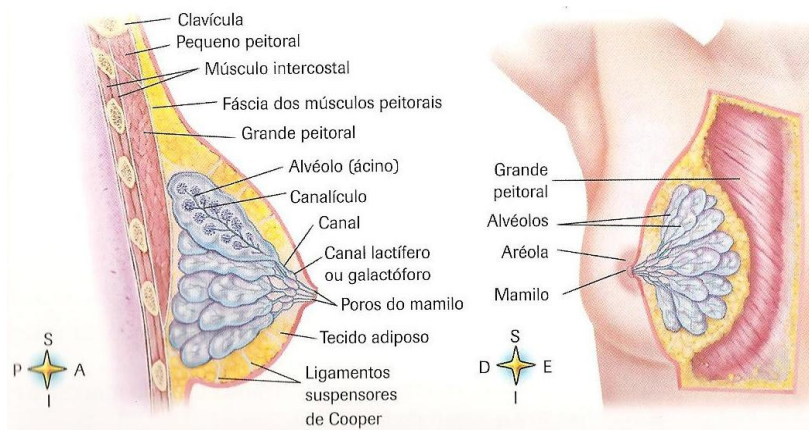
O tecido epitelial glandular é o tecido que constitui a glândula mamária. Esta é uma glândula túbulo-alveolar composta, formada por 15 a 25 unidades glandulares independentes denominadas lobos mamários (Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999; Pereira, 1999; Porth, 2004). Os lobos estão envoltos numa massa de tecido adiposo subdividido por septos de tecido conjuntivo rico em fibras colagénias e que conferem à mama a sua forma característica (Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999; Seeley, et al., 1997).

A glândula mamária possui dois grandes sistemas morfofuncionais: a unidade terminal ducto-lobular e o sistema dos grandes ductos (Junqueira, et al., 1999; Pereira, 1999). A unidade terminal ducto-lobular é a unidade excretora da glândula formada por um conjunto de células excretoras do tipo apócrino (alvéolos) agrupadas em “cacho de uvas” interligados por ductos denominado ácino ou lóbulo (Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999; Pereira, 1999; Porth, 2004). Os lóbulos encontram-se separados por tecido conjuntivo interlobular e no seu interior, a circundar os alvéolos, existe o tecido conjuntivo intralobular bastante vascularizado (Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999).

De cada lóbulo sai um grupo de canalículos terminais que confluem num canal subsegmentar que drena num canal segmentar e este num ducto intralobular, denominado canal galactóforo (Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999; Pereira, 1999; Porth, 2004). Estes canais formam o sistema dos grandes ductos. Cada um destes canais possui uma abertura independente no mamilo, pelo que este possui, assim, 15 a 25 orifícios, cada um com cerca de 0,5mm de diâmetro (Junqueira, et al., 1999; Seeley, et al., 1997).

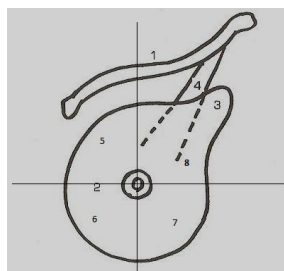
O canal galactóforo antes de atingir a zona do mamilo apresenta uma dilatação em forma de fuso, o seio lactífero, galactóforo ou ampola galactófora, que funciona como uma bolsa onde se acumula o leite durante a fase da amamentação (Gonçalves, et al., 2006; Junqueira, et al., 1999; Pereira, 1999; Porth, 2004).





**Figura 2.2:** Glândula mamária (Ramé, et al., 2012).

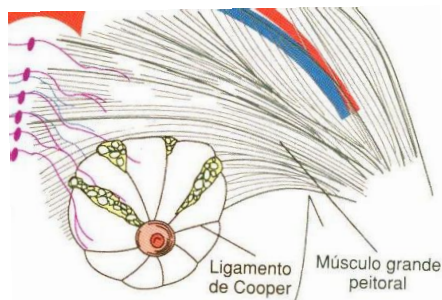
A mama possui aproximadamente a forma de uma calote esférica que se prolonga no seu quadrante superior externo (QSE) em direção à axila; este prolongamento denomina-se prolongamento de *Spencer* (Pereira, 1999). A calote esférica divide-se em quatro quadrantes: o Quadrante Superior Interno (QSI), o Quadrante Inferior Interno (QII), o Quadrante Inferior Externo (QIE) e o Quadrante Superior Externo (QSE), como se pode ver na figura 2.3.



**Figura 2.3:** Mama e prolongamento de *Spencer* (adaptado de (Pereira, 1999))

Legenda: 1- Clavícula; 2- Mama; 3- Prolongamento de *Spencer*; 4- Músculo Peitoral; 5- QSI; 6- QII; 7- QIE; 8- QSE.

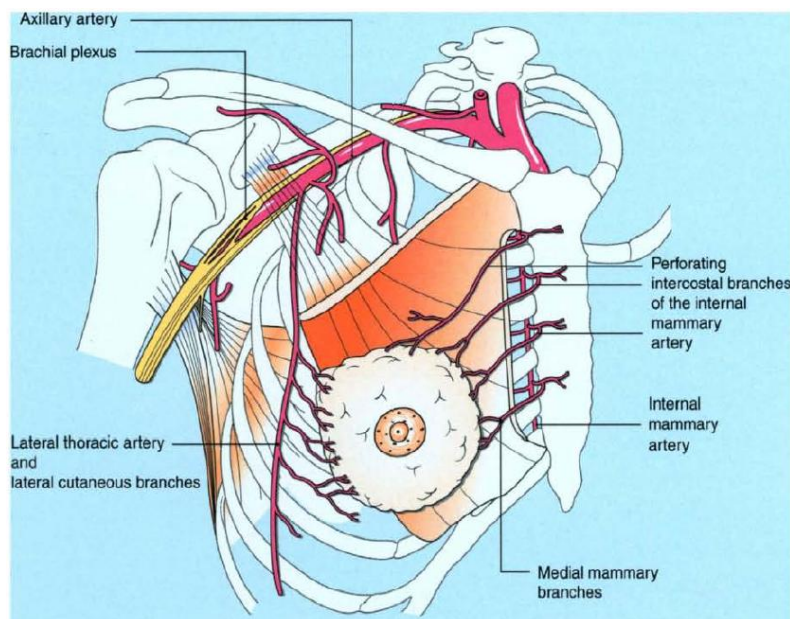
Os ligamentos de *Cooper* (tecido fibroso) que se estendem desde o folheto subdérmico da fásia superficial do músculo grande peitoral até à pele, cobrindo os lobos mamários conferindo uma imagem em “aros de uma roda”, são os responsáveis pela manutenção da forma e sustentação da mama (Gonçalves, et al., 2006; Pereira, 1999; Seeley, et al., 1997).



**Figura 2.4:** Representação global dos ligamentos de *Cooper* em “aros de roda”, e do músculo grande peitoral (adaptado de (Porth, 2004)).

No início da menopausa, com a redução gradual dos níveis de estrogénio e progesterona, o tecido mamário regride por um processo chamado atrofia ou hipoplasia do tecido mamário. Ao longo deste processo, as estruturas lóbulo-alveolares atrofiam e há uma diminuição/perda de tecido glandular que é, em parte, substituído por um aumento do tecido adiposo e por tecido conjuntivo (fibrose), mantendo apenas os ductos (Pereira, 1999; Porth, 2004). Para além disso, os ligamentos de *Cooper* também enfraquecem e alongam-se, deixando assim a mama com um aspeto mais descaído e pendente (Pereira, 1999; Porth, 2004; Seeley, et al., 1997).

A sua irrigação sanguínea é efetuada por ramificações das artérias: torácica interna, axilar e artérias intercostais (Bernardes; Bland, et al., 2005; Standring, et al., 2005).



**Figura 2.5:** Irrigação arterial da mama (Hall, et al., 2005).

A nível venoso, existe um plexo que circunda a aréola que drena nas veias que acompanham as artérias correspondentes: veia torácica interna, axilar e veias intercostais (Bland, et al., 2005; Standring, et al., 2005).

A drenagem linfática é feita pelos gânglios axilares (cerca de 20 a 40 e são responsáveis pela drenagem de mais de 75% da mama), para-esternais e internos. Estão agrupados de acordo com a sua relação com o músculo peitoral menor em: Peitorais (anterior), Subescapulares (posterior), Centrais e Apicais (Bland, et al., 2005; Standring, et al., 2005).

## 2.2 Patologia Mamária

As patologias mamárias afetam frequentemente a mulher e, raramente o homem. Manifestam-se sob a forma de massas ou nódulos, frequentemente palpáveis, e muitas vezes dolorosos. Na sua maioria corresponde a patologia benigna (Kumar, et al., 1994; Yang, et al., 2007).

As patologias mamárias encontram-se agrupadas em:

- Alterações fibrocísticas:
  - Simples: Cistos e Fibrose;
  - Proliferativa;
  - Adenose Esclerosante;
- Inflamações:
  - Mastites:
    - Origem Bacteriana;
    - Origem Não-bacteriana;
  - Esteatonecrose Pós-traumática;
- Neoplasias da mama:
  - Benignas:
    - Fibroadenoma;
    - Tumores Filoides;
    - Papiloma Intraductal;
  - Malignos:
    - Carcinoma Não-Infiltrativo ou *In Situ*:
      - Carcinoma Ductal *In Situ*;
      - Carcinoma Lobular *In Situ*.
    - Carcinoma Infiltrativo:
      - Carcinoma Ductal infiltrativo;
      - Carcinoma Lobular infiltrativo;
      - Carcinoma Medular;
      - Carcinoma Colóide (Mucinoso);
      - Doença de *Paget*;
      - Carcinoma Tubular.

### **2.2.1 Alterações Fibrocísticas**

Estas patologias devem-se a uma estimulação hormonal e reação inapropriada do tecido mamário. São lesões frequentes e podem ser inofensivas ou estarem associadas a padrões com um aumento do risco de carcinoma mamário (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

#### **2.2.1.1 Alteração Fibrocística Simples**

Esta subdivisão das alterações fibrocísticas também pode ser designada por cistos e/ou fibrose sem hiperplasia das células epiteliais. É o tipo de alterações fibrocísticas mais frequente e é caracterizado pela diminuição e/ou perda do tecido conjuntivo intralobular da mama e sua substituição por tecido conjuntivo denso rico em colagénio, pouco sensível a hormonas. A mama perde a definição do limite entre o tecido conjuntivo intralobular e interlobular, tornando-se desfocado – Fibrose (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

Simultaneamente, o epitélio ductal continua a proliferar (pois mantém a capacidade de resposta hormonal ao longo do ciclo menstrual), levando à sua dilatação e conseqüente formação de cistos, devido à fixação destes ductos pelos fios do tecido conjuntivo. Dado que as células que revestem estes novos cistos formados continuam a ser sensíveis às hormonas, a segregação de fluido hidratante da matriz de tecido conjuntivo dos lóbulos mantém-se e, como não pode ser excretado devido à obstrução do tecido fibroso, leva ao aumento do tamanho dos cistos (podendo ter entre 1 e 5 cm) (Damjnov, 2000). Regra geral, afeta as duas mamas (Kumar, et al., 1994).

#### **2.2.1.2 Alteração Fibrocística Proliferativa**

Esta subdivisão das alterações fibrocísticas também pode ser designada por cistos e/ou fibrose com hiperplasia das células epiteliais. Caracteriza-se por várias lesões proliferativas no interior dos ductos e, por vezes, nos lóbulos da mama, que como referido no capítulo anterior são revestidos por células/tecidos epiteliais. Estas alterações podem variar, podendo ser leves e ordenadas ou hiperplasias atípicas, mais pronunciadas. Quando são leves e ordenadas, o risco de evolução para carcinoma é pequeno; no entanto, no segundo caso o risco de evolução é significativamente maior e proporcional à intensidade e atipicalidade das alterações (Kumar, et al., 1994).

A hiperplasia epitelial, regra geral, não origina uma massa mamária clinicamente distinta, mas sim pequenos crescimentos papilares para o lúmen do ducto - papiloma ductal. Quando esta papilomatose é excessiva pode ocorrer uma secreção mamilar de aspeto seroso ou serossanguinolento. Muitas vezes surgem também microcalcificações detetáveis na

mamografia, que são provocadas pelo estrangulamento dos vasos sanguíneos causado pelos fios do tecido fibroso, causando alterações degenerativas, necrose e subsequentemente a calcificação do estroma. Quando a hiperplasia epitelial ocorre nos lóbulos da mama (ducto terminal e ácinos) há um aumento do risco de carcinoma infiltrativo da mama (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

### **2.2.1.3 Adenose Esclerosante**

Esta subdivisão é a menos comum das alterações fibrocísticas, mas também a mais significativa pois apresenta características clínicas e morfológicas muito semelhantes às do carcinoma mamário e está muito associada a um aumento do risco de evolução para carcinoma (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

É caracterizada por uma acentuada fibrose intranodular e proliferação de pequenos ductos ou ácinos resultante da manutenção da capacidade de resposta à estimulação hormonal por parte das células epiteliais constituintes dos ductos; como a fibrose substitui o estroma intralobular, este deixa de poder regular a proliferação e maturação do epitélio dos ductos, deixando-os proliferar de forma desregulada por entre a fibrose, originando a adenose esclerosante (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

As lesões apresentam-se como massas com uma consistência dura, elástica, muito semelhante ao cancro de mama (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

## **2.2.2 Inflamações**

Este tipo de patologia mamária não ocorre com muita frequência e não se encontra associado a um aumento de risco de cancro de mama. Apresentam duas fases: aguda e posterior. Na fase aguda, a área afetada apresenta dor e sensibilidade à palpação; na fase posterior (quando a inflamação se encontra em cicatrização ou cura) torna-se indolor e, por vezes, com fibrose residual, o que provoca uma área tumoral palpável.

As formas mais conhecidas de inflamações mamárias são: as mastites e a necrose gordurosa traumática (Kumar, et al., 1994).

### **2.2.2.1 Mastites**

Nas mastites podemos distinguir duas origens: bacterianas e não-bacterianas.

As mastites de origem bacteriana ocorrem durante as primeiras semanas de amamentação ou devido a várias formas de dermatite a nível mamilar. Nestas condições, as bactérias podem

através dos ductos (quando há espessamento das secreções) ou de fissuras nos mamilos, atingir os tecidos mamários, originando uma mastite aguda.

As mastites de origem não-bacteriana aparecem quando existe uma ectasia (dilatação) e rutura do ducto mamário, juntamente com o espessamento das secreções mamárias nos ductos principais e alterações reativas do tecido mamário adjacente. Este tipo de mastite é raro e, é mais verificado em mulheres que tiveram filhos na quinta ou sexta década de vida (Kumar, et al., 1994).

#### **2.2.2.2 Esteatonecrose Pós-traumática**

Esta forma de inflamação mamária desenvolve-se em duas fases: na primeira é caracterizada por uma pequena lesão (regra geral, inferior a 2cm de diâmetro), frequentemente dolorosa à palpação, bem localizada, com um foco central de células gordurosas necróticas; na segunda fase, estas células são substituídas por tecido cicatricial (ou envoltas no interior da cicatriz), podendo haver o desenvolvimento de calcificações na cicatriz ou parede do cisto (Kumar, et al., 1994).

#### **2.2.3 Neoplasias/Tumores da Mama**

Segundo *Kumar, Willis* define neoplasia como “uma massa anormal de tecido cujo crescimento excede e está descoordenado dos tecidos normais, persistindo da mesma forma excessiva após a cessação dos estímulos que despertaram a alteração”; assim sendo, uma neoplasia resulta da perda de resposta aos mecanismos que controlam o crescimento normal (Al-Shamlan, et al., 2010; Kumar, et al., 1994).

Na mama, tal como nas outras partes do corpo, os tumores podem ser benignos ou malignos e podem ter origem quer no tecido conjuntivo quer no epitelial, sendo no tecido conjuntivo que têm origem as neoplasias mais comuns da mama (Kumar, et al., 1994).

Quando um tumor apresenta características citológicas e macroscópicas que permitem definir que se encontra localizado e não se pode propagar para outras áreas do corpo, é denominado “benigno”. Se, pelo contrário, o tumor apresenta uma aderência firme à estrutura onde aparece, com possibilidade de invadir e destruir as estruturas adjacentes e espalhar-se para locais distantes (metastizar), podendo inclusive causar a morte, é denominado “maligno”. Este é o tipo de tumor que de forma generalizada se denomina “cancro” (que deriva do termo em latim para caranguejo) (Kumar, et al., 1994). As principais diferenças entre as características dos tumores benignos e malignos podem ser visualizadas no anexo I.

### **2.2.3.1 Tumores Benignos**

Os tumores benignos da mama são: o fibroadenoma, o tumor filoides e o papiloma intraductal (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

#### **2.2.3.1.1 Fibroadenoma**

O fibroadenoma é o tumor benigno mais frequente da mama e afeta essencialmente as mulheres jovens, tendo tendência a aumentar na fase final do ciclo menstrual e durante a gravidez e a regredir e calcificar após a menopausa. Apresenta-se como um nódulo sólido, com 1 a 5cm, distinto, móvel à palpação e bem encapsulado (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994). Como possuem cápsula, são facilmente removidos por um cirurgião, sem consequências graves. Para além disso, não reincidem e não evoluem até à malignidade, pelo que apresentam um prognóstico excelente (Damjnov, 2000).

#### **2.2.3.1.2 Tumores Filoides**

Este tipo de tumores ocorre quando os fibroadenomas atingem grandes proporções (diâmetros entre 10 e 15cm) e se tornam lobulados e císticos, apresentando ao corte macroscópico fenda e fissuras tipo folhas (daí o nome filoides). Regra geral são benignos, mas alguns podem evoluir e tornar-se malignos. Quando isto acontece, o tumor pode recidivar (Amorim, 2007; Kumar, et al., 1994).

#### **2.2.3.1.3 Papiloma Intraductal**

Como o nome indica este tumor cresce em forma de papila no interior de um ducto e aparece como uma descarga mamilar serosa ou sanguinolenta, presença de um pequeno tumor subareolar com alguns milímetros de diâmetro e retração mamilar (ainda que raramente) (Kumar, et al., 1994).

A maioria destes tumores apresenta-se como lesões solitárias nos principais ductos, com um diâmetro inferior a 1cm. Por vezes, podem ser lesões múltiplas, mas quando isto acontece, há uma maior probabilidade de recidivar e evoluírem para carcinoma (lesão maligna) (Kumar, et al., 1994).

### **2.2.3.2 Tumores Malignos - Carcinomas**

Os tumores malignos são denominados carcinomas e existem dois subtipos: o não-infiltrativo e o carcinoma infiltrativo. Os carcinomas não-infiltrativos são: o carcinoma ductal *in situ* e o carcinoma lobular *in situ*. Os carcinomas infiltrativos são os tumores mais invasivos e denominam-se por: carcinoma ductal infiltrativo – cirroso, carcinoma lobular

infiltrativo, carcinoma medular, carcinoma colóide (mucinoso), doença de Paget e carcinoma tubular. Há ainda outro tipo de tumor que não é inserido em nenhum destes dois subtipos que é o carcinoma inflamatório (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994). Estes tumores serão abordados na secção 2.3.

## **2.3 Cancro de Mama**

### **2.3.1 Epidemiologia e Etiologia do Cancro de Mama**

O carcinoma da mama é o mais importante tumor mamário, dada a sua elevada incidência. Anualmente, em todo o mundo, são diagnosticados cerca 1,3 milhões de mulheres com cancro de mama, das quais cerca de 465 000 mulheres morrerão desta doença, com a agravante da sua incidência ter vindo a aumentar (Acharya, et al., 2012; Damjnov, 2000; Eltoukh, et al., 2010; Lin, et al., 2009; Ojica, et al., 2011; Ministério da Saúde, 2004).

Apesar dos numerosos estudos efetuados nesta área, atualmente ainda não existe nenhuma causa específica para a sua ocorrência. No entanto há fatores de risco a ter em conta e podem ser classificados em fatores de baixo, médio e alto risco (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006), como a seguir se descrevem.

#### **2.3.1.1 Baixo Risco**

- Raça

A raça Caucasiana é a que possui a maior probabilidade de ter cancro de mama e os orientais a menor (Damjnov, 2000; Moynihan, 2006).

- Menarca precoce e menopausa tardia

Apresenta maior incidência em mulheres com uma menarca precoce (antes dos 12 anos), bem como com uma menopausa mais tardia (após os 55 anos) (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006).

- Consumo de álcool

O consumo de álcool, ainda que moderado, pode estar associado a um aumento da probabilidade de desenvolvimento de cancro de mama (Brodersen, et al., 2010; Moynihan, 2006).

- Terapia hormonal de substituição

Ainda não está totalmente claro o papel desta terapia na incidência de cancro de mama. No entanto, alguns dados mostram um aumento moderado do risco nas utentes sujeitas a um tratamento com doses altas de terapia hormonal de substituição no pós-menopausa, pelo que



alguns investigadores do *Royal College of Obstetricians and Gynaecologists* do Reino Unido não aconselham o seu uso por mais de 5 anos (Amorim, 2007; Brodersen, et al., 2010; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006).

- Anticoncepcionais orais

Também ainda não está bem demonstrado a sua implicação no desenvolvimento de cancro de mama; os estudos relacionados com os anticoncepcionais orais referenciados pela *American Joint Committee on Cancer* em 2000, são muitas vezes contraditórios e referem que o conteúdo de estrogénios e progesterona usados no fabrico destes medicamentos é atualmente, muito ponderado, não se podendo afirmar de forma conclusiva a sua implicação nesta etiologia (Amorim, 2007; Brodersen, et al., 2010; Kumar, et al., 1994).

### **2.3.1.2 Médio Risco**

- História familiar de cancro de mama

Uma mulher que tenha familiares diretos com cancro de mama tem um risco relativo de cerca de 5 a 10 vezes de vir a desenvolver cancro de mama. Tal facto deve-se à existência de uma mutação hereditária dos genes supressores tumorais p53 no cromossoma 17, BRCA-1 no cromossoma 17 e BRCA-2 no cromossoma 13 (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005; Moynihan, 2006; Ojica, et al., 2011).

- História pessoal de cancro de ovário ou endométrio

A probabilidade de ter cancro de mama é maior em pacientes que tenham tido cancro de ovário ou do endométrio, possivelmente devido ao facto de serem cancros induzidos pelas hormonas em mulheres com hiperestrinismo ou com desregulação do eixo pituitário-ovarino (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006).

- Idade do primeiro parto superior a 30 anos (Amorim, 2007; Brodersen, et al., 2010; Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005; Moynihan, 2006).
- Nuliparidade

Esta doença é mais frequente em mulheres que nunca tiveram filhos (nulíparas) do que nas que tiveram mais que um (multíparas). Tal deve-se a um aumento da secreção de estrogénios consequente da não interrupção do ciclo ovariano (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005; Moynihan, 2006).

- Obesidade em mulheres pós-menopausa

A obesidade está associada a um aumento do risco de cancro de mama, devido aos depósitos de gordura, nos quais é sintetizado estrogénios (Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006).

- Classe socioeconómica elevada e influências geográficas

As mulheres da classe socioeconómica elevada são mais afetadas que as de uma classe mais baixa, devido aos seus hábitos e estilos de vida, nomeadamente consumo de gorduras saturadas, açúcares, álcool, sedentarismo, a alimentação (dieta rica em gorduras, principalmente a animal) (Amorim, 2007; Brodersen, et al., 2010; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006).

Nos Estados Unidos (tal como em outros países ocidentais) é um dos tumores com maior taxa de mortalidade, apenas superado pelo Cancro de Pulmão (não porque haja uma diminuição da sua incidência, mas porque este está a aumentar em mulheres); em 2000 as estatísticas demonstravam que eram detetados pelo menos 180 000 novos casos por ano de carcinoma da mama (Arabi, et al., 2010; Brodersen, et al., 2010; Chagas, et al., 2008; Damjnov, 2000; Ivanescu, et al., 2010; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006; Nagi, et al., 2010; Tahmasbi, et al., 2011).

O cancro de mama apresenta uma incidência cerca de cinco vezes inferior no Japão e na Formosa relativamente aos Estados Unidos (Kumar, et al., 1994).

Na Europa, em 2006 foram detetados cerca de 429 900 novos casos, com cerca de 132 000 mortes. Estatísticas mais recentes referem que o cancro de mama neste continente afeta uma em cada 10 mulheres (Chagas, et al., 2008; Nagi, et al., 2010).

A tabela seguinte mostra o número de casos e óbitos por carcinoma mamário nos 10 maiores países em 2000 (Amorim, 2007).

**Tabela 2.1:** Número de novos casos e óbitos por Carcinoma Mamário nos dez Maiores Países do Mundo em 2000 (Amorim, 2007).

Países	Número de Novos Casos	Número de Óbitos
EUA	183 494	45 553
China	106 014	28 787
Índia	77 124	40 607
Federação Russa	52 185	19843
Alemanha	51 710	19149
França	37 193	11 529
Brasil	35 165	11 203
Reino Unido	34 815	14 415
Itália	32 037	11 902
Japão	31 124	11 324
Total	1 342 861	214 312

Portugal não é exceção; como pode ser verificado na tabela 2.2, só na região Norte, em 2005 teve uma taxa de incidência de 92,6 (por 100 000 habitantes), sendo o que apresentou uma taxa de incidência mais elevada na mulher (Ror13).

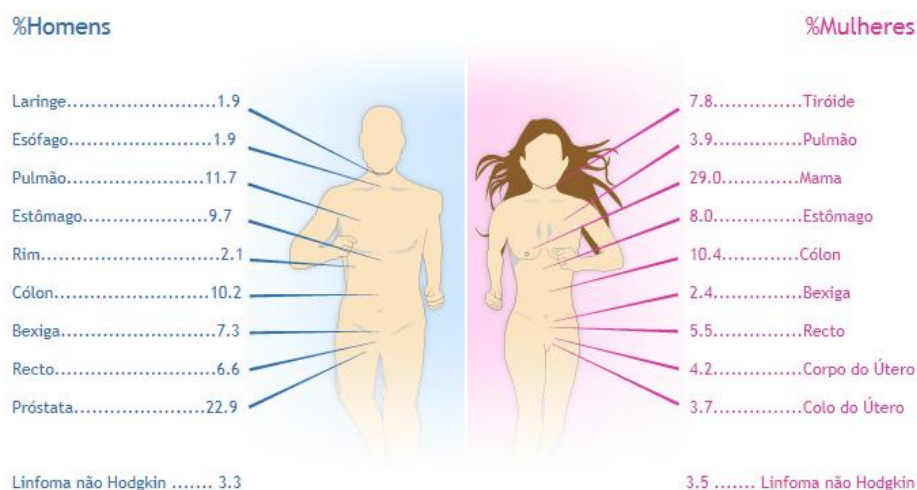
**Tabela 2.2:** Taxa de incidência dos cancros mais frequentes no homem e na mulher, em 2005, na região Norte de Portugal (Ror13).

Topografia	Taxa de incidência (/100 000)		
	Homem	Mulher	Homem e Mulher
Estômago	45,9	30,9	38,1
Cólon	42,8	33,4	37,9
Recto	29,8	20,2	24,8
Traqueia, Brônquios e Pulmão	59,8	13,9	36,1
Mama	1,6	92,6	48,6
Colo do Útero	-	15,3	-
Corpo do Útero	-	12,9	-
Próstata	106,8	-	-
Bexiga	31,6	7,7	19,2
Glândula Tiroideia	5,7	24,1	15,2
Linfoma não Hodgkin	15,1	10,9	12,9
Todas as localizações	455,3	338,2	394,8

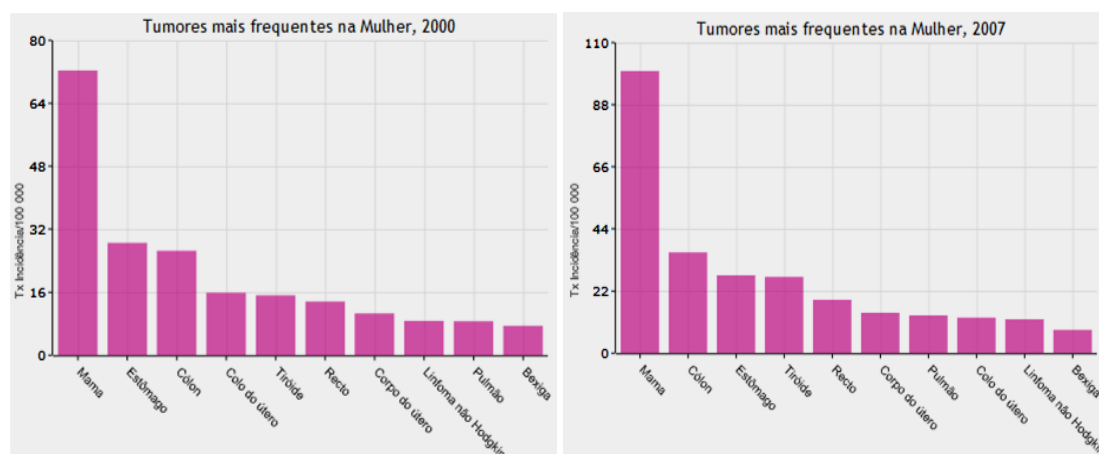
Apesar de em Portugal, as taxas de mortalidade por esta doença serem das mais baixas da União Europeia e se terem mantido estáveis, em 2004, continuava a ser responsável pela causa de morte por cancro mais comum entre as mulheres, apesar de ter sofrido uma redução (Ministério da Saúde, 2004).

No nosso país, em 2010, um estudo efetuado revelava que 1 em cada 19 mulheres estariam em risco de contrair cancro de mama ao longo da sua vida (Eltoukh, et al., 2010). Segundo dados do Roreno (Registo Oncológico do Norte), a zona Norte segue a regra de todo o país, onde em 2007 foi o cancro mais frequente na mulher e insignificante no homem, como pode ser visualizado pela figura 2.6 (Ror13).

Segundo a mesma fonte, de 2000 para 2007 houve um aumento geral da incidência de todos os tipos de cancro (exceto o de Estômago e o do corpo do útero). O que teve maior aumento foi o cancro de mama, tendo sido o cancro com maior incidência na zona Norte de Portugal (ver figura 2.7) (Ror13).



**Figura 2.6:** Tumores mais frequentes no sexo Masculino e Feminino em 2007, em percentagem do número total de casos verificados (Ror13).



**Figura 2.7:** Taxas de incidência padronizadas de cancro na região Norte de Portugal em 2000 e 2007, respetivamente (Ror13).

### 2.3.1.3 Alto Risco

- Sexo

O cancro de mama é raro no homem representando apenas cerca de 1% de todos os cancros de mama (Arabi, et al., 2010; Damjnov, 2000; Ojica, et al., 2011).

- Idade

Um estudo efetuado pela Direção Geral de Saúde referia que, em 2001, o número de mortes por esta doença era muito superior a partir dos 45 anos e que antes dos 25 não havia registos de qualquer morte por esta doença (como pode ser verificado pela tabela 2.3) (Ministério da Saúde, 2004).

**Tabela 2.3:** Número de óbitos e taxas de mortalidade por cancro de mama na mulher, por idade em Portugal (por 100 000 habitantes) em 2001 (adaptado de (Ministério da Saúde, 2004)).

Idades	Óbitos	Taxa
0-24	0	0,0
25-34	20	2,6
35-44	100	13,2
45-54	258	37,5
55-64	305	51,4
65-74	406	73,6
75 e >	564	130,8
Total	1653	31,0

Outros estudos referem que o carcinoma da mama é muito raro antes dos 20 anos de idade, começa a aumentar de uma forma mais ou menos constante até à altura de menopausa, atingindo o pico de maior incidência por volta dos 60 anos. A partir desta idade, o aumento faz-se de forma mais lenta durante o resto da vida (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

- História pessoal de cancro de mama contra-lateral

O facto de uma mulher ter tido cancro de mama contra-lateral, aumenta significativamente o risco de vir a desenvolver outro cancro de mama, justificado pelo facto de ocorrerem com mais frequência em mulheres com hiperestrinismo ou desregulação do eixo pituitário-ovariano (como referenciado) (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

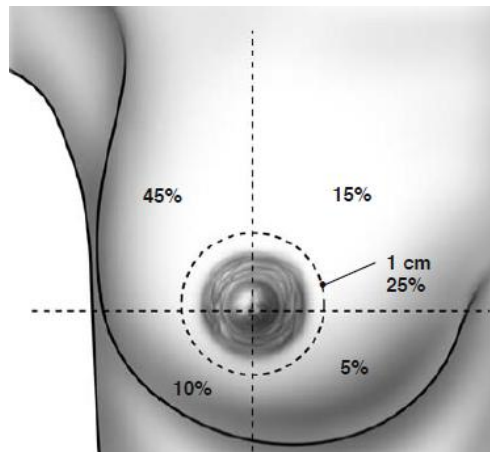
- Alterações fibrocísticas com hiperplasia epitelial atípica

Mulheres que tenham alterações fibrocísticas com hiperplasia epitelial atípica têm mais probabilidade de vir a desenvolver um cancro de mama (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

Segundo Cidália Amorim, com base nos fatores de risco expostos e na relação entre cada mulher portadora do cancro de mama e os seus familiares, *Henderson e Lynch*, definiram três tipos de cancro mamário: cancro esporádico da mama (quando a mulher afetada não apresenta história desta doença ao longo de 2 gerações), cancro de mama familiar (quando existe num ou mais familiares em primeiro ou segundo grau sem ser hereditário) e cancro hereditário (quando existe num ou mais familiares em primeiro ou segundo grau e na presença de um facto autossómico dominante, com alta penetrância de suscetibilidade ao cancro da mama) (Amorim, 2007).

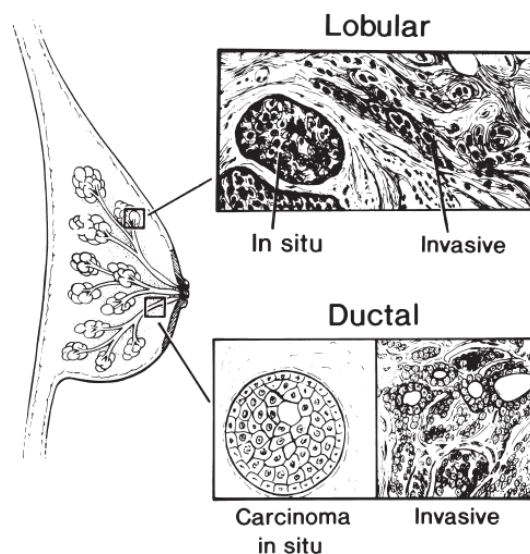
### 2.3.2 Morfologia

O cancro de mama, apesar de teoricamente poder afetar as duas mamas de igual forma, afeta mais frequente na mama esquerda do que na direita e em cerca de 4 a 10% ocorrem bilateralmente (Damjnov, 2000). Qualquer que seja a lateralidade, afeta mais frequentemente o QSE (em 45 a 50% dos casos) e a área central (20 a 25% dos casos). Pelos outros quadrantes – QIE, QSI e QII – são mais raros e apresentam uma incidência entre 5% a 15% (ver figura 2.8) (Damjnov, 2000; Jatoi, et al., 2006; Kumar, et al., 1994).



**Figura 2.8:** Distribuição da frequência do tumor principal na mama (Jatoi, et al., 2006).

Os tumores da mama são originados a partir das células que compõem a unidade terminal do ducto-lobular, a maioria (cerca de 90%) tem origem no epitélio ductal e apenas cerca de 10% no epitélio lobular (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006; Ng, et al., 2008).



**Figura 2.9:** Localização dos carcinomas mamários ductal e lobular, *in situ* e infiltrativo (Moynihan, 2006).

### **2.3.2.1 Carcinoma Não-Infiltrativo ou *In Situ***

#### **2.3.2.1.1 Carcinoma Ductal *In Situ***

Este tipo de tumor resulta da proliferação do epitélio ductal dentro dos ductos, sem invasão da membrana basal ductal do tecido mamário adjacente. Habitualmente são assintomáticos mas excepcionalmente pode surgir como um nódulo clinicamente palpável que chega a atingir cerca de 5cm. Agrupa uma série heterogénea de subtipos, tais como, o carcinoma micropapilar, carcinoma papilar, carcinoma sólido, carcinoma cribiforme e comedocarcinoma. Destes, o mais agressivo é o comedocarcinoma e representa cerca de 5% de todos os carcinomas mamários (Amorim, 2007; Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005).

O carcinoma ductal *in situ* é um tumor não-infiltrativo e não tem tendência para se disseminar. No entanto, em cerca de um terço dos casos deste tipo de carcinoma, se não for tratado, evolui para carcinoma infiltrativo, num prazo de 5 anos (Amorim, 2007; Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005; Moynihan, 2006).

#### **2.3.2.1.2 Carcinoma Lobular *In Situ***

O carcinoma lobular *in situ* tem origem na proliferação de células dos ácinos ou ductulos terminais do lóbulo e caracteriza-se por apresentar grande probabilidade de multicentricidade na mesma mama; em cerca de 20% dos casos pode ocorrer bilateralmente. Não se apresenta como uma lesão palpável pelo que só pode ser detetada através de exames imagiológicos. Apesar de não ser considerada uma lesão maligna, apresenta elevado risco (oito a onze vezes mais probabilidade) de vir a transformar-se (Amorim, 2007; Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005).

### **2.3.2.2 Carcinoma Infiltrativo**

#### **2.3.2.2.1 Carcinoma Ductal Infiltrativo – Cirroso**

O carcinoma ductal infiltrativo é o mais frequente (75% de todos os carcinomas mamários) e quando têm maiores dimensões, invadem a pele ou a parede torácica, podendo manifestar-se como nódulos duros e fixos e podem causar uma ondulação da pele, retração mamilar ou fixação à parede torácica. Apresenta-se muitas vezes com metástases e por isso, com pior prognóstico (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006).

#### **2.3.2.2.2 Carcinoma Lobular Infiltrativo**

Este tipo de carcinoma também tem origem nos ácinos ou ductulos terminais do lóbulo e tem tendência a aparecer em múltiplos sítios da mama, incluindo bilateralmente. Pode aparecer como uma área definida com maior espessamento ou como uma protuberância, mal circunscrito e elástico ou rígido e cirroso. São responsáveis por 5 a 10% dos câncros de mama e apresenta uma forte probabilidade de metastização (Amorim, 2007; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006).

#### **2.3.2.2.3 Carcinoma Medular**

O carcinoma medular apresenta-se como uma massa de consistência mole, carnosa e pouco resistente. É um tumor raro e aquando a sua descoberta, muitas vezes já tem grandes dimensões. O seu prognóstico não é muito mau, pois raramente metastiza (Amorim, 2007; Kumar, et al., 1994).

#### **2.3.2.2.4 Carcinoma Colóide (Mucinoso)**

O carcinoma mucinoso apresenta-se como uma massa grande, extremamente mole, de consistência gelatinosa e crescimento lento. Tem a capacidade de produzir mucina e apresenta um bom prognóstico (Amorim, 2007; Kumar, et al., 1994).

#### **2.3.2.2.5 Doença de Paget**

A Doença de *Paget* é outra forma rara de tumor maligno da mama e não é mais do que uma variante de carcinoma ductal. É um carcinoma intraductal (*in situ* ou infiltrativo) que se propaga através dos ductos excretores e invade a pele do mamilo e aréola mamária, provocando-lhe lesões semelhantes a um eczema. Também pode manifestar-se como uma erupção crónica eritematosa, acompanhado de prurido ou sangramento. Afeta mulheres mais jovens e apresenta um prognóstico mais favorável (Amorim, 2007; Kumar, et al., 1994).

#### **2.3.2.2.6 Carcinoma Tubular**

O carcinoma tubular aparece no túbulo, frequentemente associado a outros tipos de cancro de mama. Raramente metastiza, tendo por isso um prognóstico favorável (Amorim, 2007).

#### **2.3.2.3 Carcinoma Inflamatório**

Este tipo de tumor ocorre por vezes na gravidez e identifica-se pelo aparecimento de sinais inflamatórios evidentes (rubor, dor à palpação, calor e tumor) e muitas vezes associado a



nódulos axilares e supraclaviculares palpáveis, com possíveis metástases. O prognóstico é reservado (Amorim, 2007).

As células tumorais podem metastizar – “(...) uma metástase é com efeito, um transplante de uma amostra do tumor primário para outra estrutura ou mesmo para uma parte distante do corpo (...)” (segundo *Nuland* citado por Amorim, 2007). As principais vias de metastização são a linfática e hematogénica, sendo a linfática a mais frequente (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994). Pode metastizar órgãos à distância e os mais frequentes são os pulmões (65%), os ossos (56%), o fígado (45%) e as glândulas supra-renais (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

### **2.3.3 Estadiamento e prognóstico**

Existem vários sistemas que permitem estadiar e definir um tratamento, bem como o prognóstico de um tumor, com base no tamanho do tumor primário (T), presença ou não de metástases nodais (N) e metástases à distância (M). O mais usado é o Estadiamento estabelecido pelo *American Committee on Cancer* e está definido no anexo II (Amorim, 2007; Chagas, et al., 2008; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005; Moynihan, 2006):

O prognóstico do tumor é afetado por vários fatores, tais como:

- Existência de edema ou múltiplos nódulos na pele da mama;
- Fixação à parede torácica;
- Disseminação para os gânglios das cadeias mamárias internas ou supraclaviculares;
- Presença de metástases à distância (Chagas, et al., 2008; Kumar, et al., 1994);
- Tamanho do tumor primário (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005; Moynihan, 2006);
- Disseminação ganglionar e o número de gânglios envolvidos (Kumar, et al., 1994);
- Subtipo histológico e grau do tumor (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994);
- Presença de recetores para estrogénios e progesterona (Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994; Moynihan, 2006);
- Taxa de crescimento do tumor e valores de DNA aumentados e dispersos;
- Alterações moleculares do tumor;
- Angiogénese substancial;

- Presença de proteínas associadas a infiltração (Kumar, et al., 1994; Lippman, 2005).

Assim, é fácil perceber que, apesar de um tumor poder evoluir rapidamente e poder causar a morte em 1 a 2 anos, se detetado numa fase inicial, pode regredir e o seu prognóstico ser mais favorável: se for detetado no estadio 0, a taxa de sobrevida ao fim de cinco anos é de 98%, diminuindo à medida que avançamos no estadio, sendo que no estadio IV é de apenas 10% (no estadio I é de 80%, no estadio II de 65% e no estadio III de 40%) (Arabi, et al., 2010; Boquete, et al., 2012; Damjnov, 2000; Kumar, et al., 1994).

#### **2.3.4 Detecção**

A deteção precoce permite aos médicos e às utentes a oportunidade de seleccionar a terapêutica a aplicar no tratamento e controlo do tumor, de modo a conseguir obter-se um aumento da sobrevida (Amorim, 2007; Arabi, et al., 2010; Brodersen, et al., 2010; Chagas, et al., 2008; Kapoor, et al., 2010; Nagi, et al., 2010; Tahmasbi, et al., 2011; Wishart, et al., 2010; Yang, et al., 2007).

Existem três procedimentos usados numa análise e deteção precoce do cancro de mama: história clínica, exame físico e exames complementares (Amorim, 2007; Chagas, et al., 2008). O auto-exame consiste na palpação e observação da mama efetuada pela própria mulher às suas mamas (Damjnov, 2000). O exame físico é o exame clínico efetuado por um médico, onde, juntamente com história individual da mulher se identificam os fatores de risco (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Lippman, 2005).

Os exames complementares de diagnóstico permitem a visualização dos tumores. Pode ser usada a mamografia, a ecografia, a termografia, a ressonância magnética, a cintigrafia mamária, a PET (Tomografia por Emissão de Protões), entre outros, sendo os dois primeiros os mais usados (Acharya, et al., 2012; Amorim, 2007; Lin, et al., 2009; Ng, et al., 2008; Ojica, et al., 2011; Rangayyan, 2005; Yang, et al., 2007).

A mamografia e a termografia serão os métodos que irão ser abordados nesta dissertação.

#### **2.4 Termorregulação**

Homeostasia é o processo pelo qual o corpo humano mantém um meio interno relativamente estável quando ocorre uma variação interna ou externa, sendo por isso, o ser humano considerado um animal homeotérmico (Monteiro, et al., 2006; Silverthorn, 2003).

Existem 5 tipos de fatores que podem afetar a homeostasia: os físicos (tais como, calor, ruído), químicos (alimentos, poluentes), fisiológicos (tumores, funções anómalas),

microbiológicos (vírus, bactérias) e psicológicos (distúrbios emocionais ou mentais) (Monteiro, et al., 2006; Silverthorn, 2003).

Assim, o controlo de todas as funções do organismo é efetuado por um mecanismo de retroação que não é mais que um conjunto de eventos nos quais o estado de uma dada condição do corpo é continuamente conferido, avaliado e modificado de modo a serem obtidas sempre as condições necessárias ao seu normal funcionamento (Monteiro, et al., 2006).

Neste mecanismo existem sempre 3 componentes chave: o recetor, o centro de controlo e o efetor. No caso da regulação da temperatura corporal externa, a pele funciona como recetor – Termorreceptor –, pois é quem verifica as alterações da temperatura corporal e envia os sinais ao centro de controlo (encéfalo e medulas). Este é responsável por regular os valores dentro dos quais a condição controlada deve ser mantida, avaliar os sinais enviados pelos recetores e, quando necessário, enviar informação aos efetores. O efetor é aquele que recebe a informação do centro de controlo e produz uma resposta adequada à manutenção da condição controlada em níveis normais (músculos e glândulas) (Monteiro, et al., 2006; Silverthorn, 2003).

A forma como a resposta é aplicada pode ser de dois tipos: mecanismo de retroação negativa (quando a atividade dos efetores reverte o desvio da condição controlada) e mecanismo de retroação positiva (quando a os efetores amplificam o desvio da condição controlada). A temperatura do corpo é um caso de um mecanismo de retroação negativa, controlada pela parte Eferente do Sistema Nervoso Periférico, mais concretamente pela parte do Sistema Nervoso Autónomo e depende deste sistema, ao qual está associada produção metabólica de calor – termogénese (Monteiro, et al., 2006; Silverthorn, 2003; Yang, et al., 2007).

A temperatura média do corpo pode variar entre os 35,5 e os 37,7°C e esta deve ser mantida nesta faixa. O seu equilíbrio depende do balanço dinâmico entre a entrada e a saída de calor. O calor que o corpo possui resulta essencialmente de duas fontes: da sua produção interna proveniente do metabolismo normal e do calor libertado durante a contração muscular, e da entrada de calor externo do ambiente. O calor será libertado por fenómenos de convecção (interação entre os diversos tecidos do corpo humano), condução (pela circulação sanguínea), radiação (através da superfície da pele) e evaporação (pelas glândulas sudoríparas). As taxas de libertação de calor dependem das condições ambientais, podendo a pele comportar-se como radiador ou isolador (Lee, et al., 2010; Silverthorn, 2003; Ng, 2009).

A perda de calor na superfície da pele depende da complexa interação de trocas de calor entre a pele, tecidos internos, sistema vascular e metabolismo (Charkoudian, 2003; Silverthorn, 2003; Ng, 2009).

A temperatura é, então, um indicador de saúde de um tecido, órgão ou corpo. Assim, quando há uma anomalia a nível da temperatura da pele, ela provavelmente será provocada por alterações patológicas, nomeadamente inflamações, lesões malignas e fluxo sanguíneo anormal dos tecidos (Ivanescu, et al., 2010; Ojica, et al., 2011; Yang, et al., 2007; Zhang, et al., 2009). Numa neoplasia mamária, na fase proliferativa (fase inicial), as suas células produzem óxido nítrico que irá interferir no controlo neuronal do fluxo sanguíneo e provocar uma vasodilatação regional. Como a necessidade metabólica das células neoplásicas é maior que nas células normais, a vasodilatação criada não irá ser suficiente para a “alimentar” e irá ocorrer a formação de novos vasos sanguíneos – angiogénese. Assim, esta área terá um aumento de temperatura quando comparada com as células normais, que se irá refletir a nível da pele (Dai, et al., 2008; Ivanescu, et al., 2010; Lee, et al., 2010; Lin, et al., 2009; Silverthorn, 2003; Tang, et al., 2005).

## Capítulo 3

# Termografia

A termografia é uma técnica de imagem não-invasiva que faz a leitura da radiação infravermelha emitida pelo corpo humano e a converte em valores de temperatura equivalentes, sendo, por isso, uma representação visual da temperatura da superfície do corpo. Não utiliza radiação ionizante nem nenhum tipo de agente de contraste, não apresentando, por isso qualquer risco para o paciente (Azenha, et al., 2011; Damnjanović, et al., 2010; Lee, et al., 2010; Lin, et al., 2009; Moghbel, et al., 2011; Ng, et al., 2008; Ng, et al., 2005; Umadevi, et al., 2010; Umadevi, et al., 2009; Ng, 2009). Por temperatura entende-se a velocidade média das moléculas e átomos que formam um corpo; representa o estado térmico do corpo numa determinada localização e num determinado instante, podendo ser apresentada em °C (Graus Celsius) ou K (Kelvin) (Oliveira, 2012; Rangayyan, 2005).

Baseia-se na premissa de que todos os objetos com temperatura superior a zero Kelvin emitem radiação térmica (resultante da libertação de calor do organismo), sendo que a intensidade desta depende do seu comprimento de onda e da temperatura a que se encontra o corpo (Azenha, et al., 2011; FLIR; Lee, et al., 2010; Minkina, et al., 2009; Moghbel, et al., 2011; Oliveira, 2012; Umadevi, et al., 2010; Umadevi, et al., 2009; Ng, 2009).

### 3.1 História da Termografia

*Hipócrates* e *Galeno* foram os primeiros a perceberem que existia uma relação entre calor e vida, quando verificaram que numa doença localizada, existia um aumento de temperatura nessa área do corpo (Diakides, et al., 2008; Oliveira, 2012).

Em 1800, o astrónomo *Sir William Herschel* descobriu casualmente a radiação infravermelha, numa tentativa de descobrir novos materiais para usar como filtro ótico nos telescópios solares, para reduzir o brilho da imagem do sol. Verificou que diferentes colorações de vidros mostravam reduções semelhantes no brilho, mas que em alguns passava mais calor que noutros, inclusive que nalguns passava tanto calor que após alguns segundos haveria lesões no globo ocular. Este facto deixou o astrónomo intrigado e, então, passou a tentar perceber o porquê deste aquecimento. Para tal, repetiu as experiências efetuadas do

prisma de *Newton*, com um detetor de radiação – o bulbo de um termómetro de mercúrio escurecido – verificando qual o efeito do aquecimento das várias cores do espectro projetadas num alvo, quando a luz solar atravessava o prisma de vidro. Chegou à conclusão que o calor se comportava como a luz e poderia ser refletido e refratado em determinadas condições; para além disso havia também um aumento constante da temperatura desde o violeta até ao vermelho e que, imediatamente a seguir a este, a temperatura era ainda mais elevada, apesar de ser uma zona que aparentemente não tinha luz solar, ou seja, que existiam radiações invisíveis a olho humano situadas para além da luz vermelha, responsáveis pelo aquecimento dos objetos. A estas radiações denominou radiação com raios invisíveis e a esta área do espectro, espectro termométrico. Mais tarde, o nome dos raios foi substituído por raios infravermelhos (Barreira, 2004; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012).



**Figura 3.1:** Refração que ocorre quando a luz branca passa através do prisma de vidro – experiência de *Herschel* (Santos, 2007).

Finalmente, em 1821, *Thomas Seebeck* descobre o efeito termoelétrico – uma junção de metais distintos produz uma tensão elétrica, cujo potencial depende dos materiais que a compõem e da temperatura a que se encontra (funcionamento do termopar descoberto em 1829 por *Leopoldo Nobili*) – que serve de base ao termómetro descoberto por *Sir William Siemens* (em 1871). Este termómetro funcionava com base num condutor metálico como meio termodinâmico, cuja resistência varia consoante a temperatura – termómetros termoelétricos – sendo mais sensíveis à deteção de calor irradiado (Oliveira, 2012).

Em 1830, com a descoberta de que o sal ( $\text{NaCl}$ ) se encontrava presente em grande parte dos cristais naturais usados no fabrico de lentes e prismas e que era muito transparente ao infravermelho (por parte do italiano *Macedónio Melónia*) o sal torna-se o principal material ótico de infravermelhos (facto que se manteve até 1930, quando o cristal sintético o veio substituir) (Oliveira, 2012).

Em 1840, baseando-se nas experiências de seu pai (*Sir William Herschel*), *Sir John Frederick Herschel*, produziu a primeira imagem de calor em papel, usando a radiação solar –

primeiro termograma. Para tal usou uma fina película de óleo que quando exposta a um padrão de calor, produzia uma evaporação diferencial e a imagem térmica podia ser visível a olho nu através da luz refletida (Oliveira, 2012).

Os primeiros termógrafos foram criados por *Lehmann* em 1877 e eram designados por termógrafos de contacto por cristais líquidos e permitiam medir a temperatura a partir de imagens. Utilizam membranas flexíveis em dupla camada, presas a uma moldura e preenchidas com cristais de colesterol líquido que mudavam de cor quando em contacto com a pele, consoante a temperatura da região. Este dispositivo foi muito utilizado na área médica para estudo de padrões de temperatura da mama e diagnóstico de trombose em veias profundas. Porém, apresentava algumas limitações, nomeadamente o contato demorado do equipamento que alterava a temperatura original da pele, o aparecimento de artefactos na imagem, baixa resolução térmica, baixa resolução espacial, tempo de resposta lento, pressão exercida nas membranas de contacto e alto índice de subjetividade na interpretação das anomalias da temperatura (Balbinot, 2006).

Em 1880, foi inventado o bolómetro – aparelho composto por uma tira fina de platina enegrecida que está ligado a um circuito elétrico de uma ponte de *wheatstone* sobre o qual a radiação infravermelha incidia, podendo detetar radiação de um corpo a uma distância superior a 400 metros – por *Samuel Pierpont Langley* (físico norte-americano) (Oliveira, 2012).

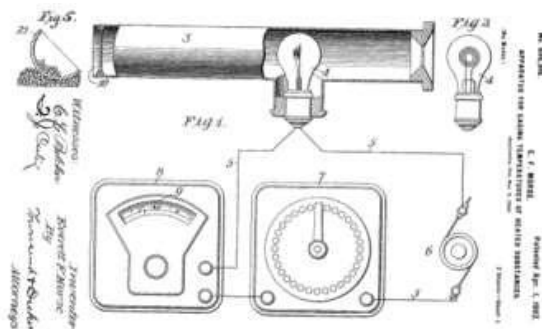
Em 1884 foi postulada a Lei de *Stephan-Boltzmann* que estabelece a quantidade de calor transferido por radiação, por unidade de área de superfície de um corpo negro e por unidade de tempo (Oliveira, 2012).

Em 1892, foi inventado o sistema que mais tarde foi usado como sistema de refrigeração dos detetores usados nas câmaras termográficas, por *James Dewar*. Consistia num recipiente isolado a vácuo que permitia armazenar nitrogénio líquido a uma temperatura de  $-196^{\circ}\text{C}$  por dias inteiros (Oliveira, 2012).

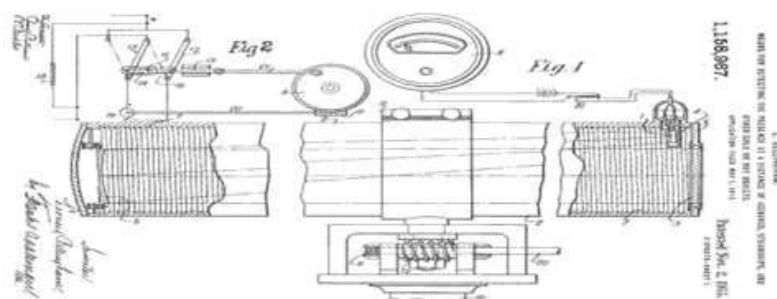
Em 1900, foi descrita a Lei de *Planck* que descreve a distribuição espectral da energia emitida por um material numa dada temperatura, para cada comprimento de onda, por *Max Planck* e 5 anos mais tarde, *Albert Einstein* referiu que a luz era constituída por fotões - quantuns discretos. Com estas 2 teorias, *Einstein* referiu que a energia de cada fotão de luz é igual à sua frequência, multiplicada por uma constante – constante de *Planck* (Oliveira, 2012).

Os primeiros pirómetros óticos foram construídos por *Morse* (em 1899) e *Horlborn* e *Kulbaum* (em 1901). Nas 2 primeiras décadas do século XX, foram criados vários sistemas para fins militares, que permitiam a deteção de icebergs e navios a vapor, e em 1913, foi

desenvolvido por *L. Bellingham* o primeiro termómetro de infravermelhos que permitia detetar objetos com temperatura inferior à temperatura ambiente, utilizando apenas um espelho e uma termopilha e baseados em variações do bolómetro (Oliveira, 2012).



**Figura 3.2:** Primeiro pirómetro ótico construído por *Morse* (Afonso, 2010).



**Figura 3.3:** Termómetro de infravermelhos de *L. Bellingham* (Afonso, 2010).

A grande evolução da tecnologia infravermelha ocorreu entre as duas Grandes Guerras, com a descoberta do primeiro detetor de infravermelhos que funcionava também como transdutor. Este detetor fazia a conversão direta da radiação térmica em sinais elétricos (Diakides, et al., 2008; Oliveira, 2012). Existiam assim dois tipos de detetores:

- Detetores de fótons – nestes detetores, após a absorção de fótons da radiação infravermelha, era efetuada a transdução (única etapa que produz mudanças de concentração ou de mobilidade dos portadores de cargas livres no elemento detetor). Assim, quando a radiação incidente gera portadores de carga não equilibrados, altera-se a resistência elétrica do elemento detetor (fotocondutor) ou gera-se uma fotocorrente adicional (fotodíodos);
- Detetores térmicos – nestes detetores, a radiação incidente é inicialmente absorvida para mudar a temperatura de um material, e posteriormente produzida uma saída elétrica do sensor térmico, através da mudança das propriedades físicas do material (bolómetro) (Oliveira, 2012).



Mais tarde, em 1917, foi criado o primeiro fotodetector por *Theodore Willard Case*. Este dispositivo apresentava um tempo de resposta e sensibilidade superiores às do bolómetro e baseava-se na interação direta entre os fótons da radiação incidente e os eletrões do sulfureto de tálio. Possuía como desvantagem a sensibilidade do conversor de imagem estar limitada aos comprimentos de onda do infravermelho e os alvos terem que estar iluminados por raios infravermelhos de procura; também foi usado para fins militares (Oliveira, 2012).

No início dos anos de 1940, surgiu o grande desenvolvimento na área da termografia: o primeiro sensor eletrónico de radiação infravermelha. Este sensor veio permitir o fabrico de sistemas de visão rudimentar noturnos, usados na II Guerra Mundial. Nestes sensores, os eletrões dos cátodos próximos do infravermelho eram direcionados para fósforos visíveis que convertiam a radiação infravermelha em luz visível. Nessa fase, e como resposta a esta tecnologia, os aliados desenvolveram um sistema denominado FLIR (*Forward Looking Infra Red*), que foi usado pelo exército americano (Diakides, et al., 2008; Oliveira, 2012).

Entre 1930 e 1960, foram criados diversos detetores que funcionavam à base de um varrimento ótico-mecânico e necessitavam de refrigeração criogénica. Atuavam em diferentes comprimentos de onda, de acordo com o material utilizado no seu fabrico: Sulfureto de Chumbo (PbS) que era sensível na banda de 1,5 a 3µm, Antimoneto de Índio (InSb) sensível na banda de 3 a 5µm e Mercúrio-Cádmio-Telúrio (HgTeCd) sensível na banda de 8 a 14µm (Oliveira, 2012).

O primeiro detetor de infravermelho que efetuava a leitura da temperatura ao longo de uma linha e permitia formar uma imagem bidimensional surgiu em 1946. Para a formação desta imagem era necessário um movimento relativo do objeto em estudo e demorava cerca de uma hora a ser produzida e 2 a 5 minutos para gravar. Com a introdução de um sistema de varrimento ótico-mecânico ou eletrónico em 1954, o equipamento formava diretamente a imagem e o tempo de formação de imagem reduziu para 45 minutos. Porém, estes sistemas eram pesados, lentos na aquisição e possuíam pouca resolução, pelo que o seu uso foi limitado praticamente a aplicações industriais (Diakides, et al., 2008; Oliveira, 2012).

O dispositivo criado com o detetor à base de InSb colocado na base de um frasco de *Dewar* permitia o arrefecimento com azoto líquido, o que o tornava inutilizável na guerra, pois requeria um fornecimento constante deste líquido. No entanto, em ambiente hospitalar podia ser utilizado, tendo sido adquiridas as primeiras imagens médicas de termografia (Diakides, et al., 2008). Estas foram adquiridas para o estudo de doenças reumáticas com um sistema protótipo britânico – o *Pyroscan* – no *The Middlesex Hospital in London* e no *The Royal National Hospital*, entre 1959 e 1961 (Diakides, et al., 2008). Embora ainda muito

rudimentares em termos de resolução de imagem, este sistema já permitia captar as emissões térmicas cutâneas e recorrendo ao uso de computadores, já era possível convertê-las numa escala de temperaturas (Balbinot, 2006).

Na década de 60, o fisiologista americano *J. Hardy* demonstrou que independentemente da sua tonalidade, a pele era um radiador altamente eficiente com uma emissividade de 0,98 (muito próxima do corpo negro perfeito que é 1) e que, quando a temperatura da pele se situava entre os 20 e 30°C, gerava intensidades de radiação infravermelha com comprimentos de onda de aproximadamente 10µm (o que correspondia a comprimentos de onda muito baixos para serem detetados com a tecnologia existente na altura) (Diakides, et al., 2008). Porém acreditava-se que poderia ser muito importante na deteção precoce de cancro de mama, pois *K. Lloyd Williams* mostrou que muitos dos tumores mamários são quentes e que quanto mais quentes eram, pior era o seu prognóstico. As imagens termográficas da altura eram exibidas numa tela de raios catódicos a preto e branco e ainda não havia processamento de imagens por computadores, pelo que a sua análise era efetuada de forma muito subjetiva, através de pontos quentes e assimetrias das mamas que facilmente eram confundidas com as mudanças normais que ocorrem na mama de uma mulher jovem ao longo do seu ciclo menstrual. Na altura o uso de falsas imagens coloridas, só era possível através de fotografia, pelo que era utilizada uma série de brilhos isotérmicos que eram manualmente variadas dentro da amplitude de temperaturas existente na imagem, sendo cada uma exposta através de diferentes cores de filtros e sobrepostas a uma única imagem (Diakides, et al., 2008; Oliveira, 2012; Umadevi, et al., 2009).

Este interesse da área médica levou a que em 1964 fosse realizada a primeira conferência médica sobre termografia na *New York Academy of Sciences* e em 1966, a segunda foi em *Strasbourg*, onde foram avaliados casos de artrite, o efeito dos anti-inflamatórios e diagnóstico de cancro de mama (Balbinot, 2006).

Em 1965, foi implementada a imagem infravermelha como meio de diagnóstico de cancro de mama no *Albert Einstein Medical Center* nos Estados Unidos, por *Gershen-Cohen et al.* (Wang, et al., 2010).

Na década de 70, com a necessidade da aplicação da termografia a nível militar, foram construídos os primeiros sistemas térmicos portáteis, resistentes e fiáveis. Porém, continuavam a ter fraca qualidade de imagem (Oliveira, 2012). Como a imagem por infravermelhos não utilizava qualquer tipo de radiação ionizante ou qualquer procedimento invasivo, não apresentando qualquer risco para os pacientes, o interesse nesta área continuou (Moghbel, et al., 2011).

Com a facilidade de acesso a computadores em meados dos anos setenta, foi possível obter uma imagem colorida a partir da adaptação de um sistema de origem sueco para Medicina Nuclear, começar a arquivar as imagens em formato digital, selecionar regiões de interesse *standard* e medir as temperaturas obtidas a partir das imagens. Os fabricantes de equipamentos térmicos adaptaram-se à necessidade de quantificar a radiação térmica e começaram a construir sistemas de calibração para ajudar na padronização desta técnica e protocolos de boas práticas na aquisição das imagens com aplicações médicas e farmacológicas (ao nível da preparação do paciente, condições e critérios imagiológicos). Os *workshops* iniciados na década de 1960 tornaram-se frequentes e foi formada uma Associação Europeia de Termografia em 1974, em Amesterdão (Diakides, et al., 2008).

Neste ano foi desenvolvido o processamento matemático que permitia quantificar a temperatura de um *pixel*. De acordo com *Balbinot*, este índice foi definido por *Ring et al.* em *Bath* (Reino Unido) e, para tal, foram usadas áreas de isoterma com intervalos de 0,5°C que dividiam a área total da região de interesse, obtendo assim um índice de inflamação. Este índice ainda é atualmente usado. Porém os termogramas continuavam a apresentar baixa resolução espacial, lento processamento de imagem, não ter um sistema de calibração de corpo negro padronizado (que impossibilitava a reprodutibilidade dos testes), as câmaras não permitiam correção e distorção das medições de temperatura de acordo com o ângulo em que o objeto em estudo se encontrava (Balbinot, 2006).

Nos anos de 1980, foi o grande início do uso da imagem térmica a nível médico, industrial e inspeção de edifícios, pois foram desenvolvidos sistemas de refrigeração fiáveis que vieram substituir o gás comprimido ou liquefeito, dando início à segunda geração de câmaras termográficas. Para além disso, surge o desenvolvimento da piroeletricidade e do tubo de raios catódicos que permitiam o fabrico de sistemas térmicos mais leves, portáteis, mais baratos e que não precisavam de sistemas de arrefecimento (Balbinot, 2006; Oliveira, 2012).

Desde o ano 2000, foram criadas as câmaras termográficas de terceira geração, graças ao desenvolvimento de novos detetores e da tecnologia FPA (*Focal Plane Array*). Estas câmaras permitem trabalhar em ondas largas ou médias, possuem um preço de produção mais baixo, e podem ser associadas a *softwares* para análise de imagens radimétricas e elaboração de relatórios (Oliveira, 2012).

Nos últimos anos, numerosos estudos têm sido feitos no intuito de criar um critério que permita avaliar a imagem adquirida, pelo que têm sido incorporadas ferramentas analíticas, tais como os métodos bioestatísticos e redes neurais artificiais, de modo a tornar a análise

mais objetiva e a permitir melhorar a interpretação de imagens térmicas, obtendo maior exatidão no diagnóstico (Boquete, et al., 2012; Ng, 2009).

## **3.2 Princípios Físicos**

### **3.2.1 Transferência de calor por Radiação**

Calor é definido como a energia térmica em transição. Por isso, quando existem dois pontos que estão a temperaturas diferentes, o calor flui do que tem maior temperatura para o que tem menor até que ambos se encontrem à mesma temperatura, atingindo o designado equilíbrio térmico (Oliveira, 2012). Este fluxo de calor pode ser efetuado de 3 formas: condução (quando ocorre no interior de um corpo ou quando dois corpos se encontram juntos), convecção (quando ocorre entre um sólido e um fluido) e/ou radiação (quando ocorre através de ondas eletromagnéticas (especialmente os raios infravermelhos), através de um meio transparente ou de vácuo; é esta a forma que interessa na termografia, pois é o modo que os equipamentos de infravermelhos detetam) (Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012).

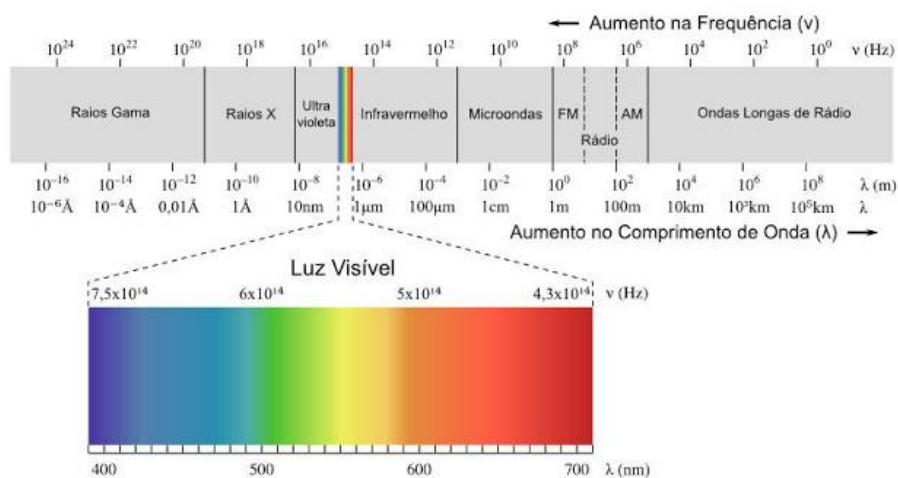
A transferência de calor por radiação é afetada por (Ng, et al., 2008; Oliveira, 2012):

- Diferença de temperatura entre os objetos – maior diferença, mais rápida a transferência de calor;
- Fatores atmosféricos (humidade, dióxido de carbono e partículas suspensas);
- Distância ao corpo quente – menor distância, mais rápida a transferência;
- Emissividade do objeto (fator que será abordado no subtítulo 3.2.2) – maior emissividade, maior a velocidade de transferência.

A transferência de calor por radiação é designada radiação térmica. A radiação térmica pode ser emitida em várias faixas do espectro eletromagnético, desde a faixa dos raios ultravioletas até às micro-ondas, embora a maior parte seja radiação infravermelha (Azenha, et al., 2011; Damnjanović, et al., 2010; Oliveira, 2012).

A radiação infravermelha, tal como a luz visível, as ondas de rádio e os raios-X, é um tipo de radiação eletromagnética que se desloca em forma de onda sinusoidal à velocidade da luz, porém, com diferente comprimento de onda. Esta radiação corresponde à faixa espectral compreendida entre a luz visível e as micro-ondas, ou seja, com comprimento de onda entre 0,75 $\mu\text{m}$  e os 100 $\mu\text{m}$ . Apesar de não haver consenso, vários autores referem que se encontra subdividida em quatro faixas menores: o infravermelho próximo (de 0,75 a 3 $\mu\text{m}$ ), o infravermelho médio (de 3 a 6 $\mu\text{m}$ ), o infravermelho distante (de 6 a 15 $\mu\text{m}$ ) e o infravermelho

externo (de 15 a 100 $\mu\text{m}$ ) (Azenha, et al., 2011; Damnjanović, et al., 2010; Oliveira, 2012; Sousa, 2010).



**Figura 3.4:** Espectro eletromagnético (Robaert, 2011).

O corpo humano emite radiação infravermelha com um comprimento de onda entre 2 a 20 $\mu\text{m}$ , com um pico aos 9-10 $\mu\text{m}$ , ou seja, no infravermelho distante (Diakides, et al., 2008).

### 3.2.2 Emissividade e corpo negro

Para além da temperatura do objeto, a quantidade de radiação que este emite depende, também da capacidade que este tem de emitir essa radiação. À capacidade que um objeto tem de emitir/radiar energia infravermelha chama-se emissividade,  $\epsilon$ , e o seu valor depende das propriedades da superfície do material, do próprio material, da sua temperatura e do comprimento de onda da radiação, podendo variar entre 0 (quando reflete a radiação como um espelho) e 1 (quando a energia é completamente absorvida – corpo negro) (Azenha, et al., 2011; FLIR; Oliveira, 2012).

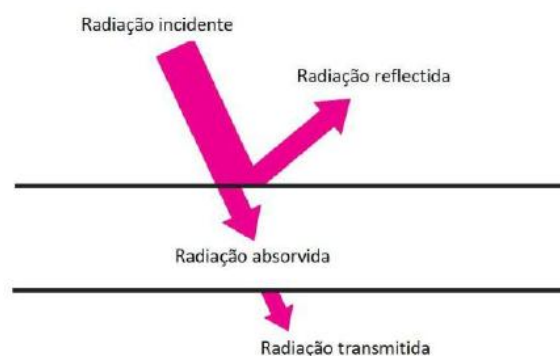
**Tabela 3.1:** Valores de emissividade de diferentes materiais (Adaptado de: (Umadevi, et al., 2009; Universidade de Coimbra, 2007)).

Material	Emissividade, $\epsilon$
Vegetação, Solo, Água	0,92-0,96
Asfalto	0,85-0,93
Aço inox polido	0,17
Ouro, prata ou cobre polidos	0,018-0,035
Corpo humano	0,98-0,99

Um corpo negro é definido como um sistema físico que, em equilíbrio térmico, tem a capacidade de emitir e absorver toda a radiação incidente, independentemente do comprimento de onda, temperatura e direção da radiação, pelo que terá uma emissividade máxima, ou seja, 1. Porém, este conceito é meramente teórico, e um corpo negro não existe no mundo real, pelo que os valores de emissividade serão sempre inferiores a 1, embora alguns possam ter uma emissividade muito próxima da unidade, como pode ser verificado na tabela 3.1 (Afonso, 2010; Diakides, et al., 2008; FLIR; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012; Ng, 2009).

### 3.2.3 Características da radiação infravermelha

Quando uma determinada radiação (radiação incidente -  $\phi$ ) incide na superfície de um corpo com uma determinada espessura, ocorrem três fenómenos que são dependentes do comprimento de onda desta radiação: uma parte dessa radiação é absorvida ( $\phi_A$ ), outra é refletida ( $\phi_R$ ) e outra é transmitida ( $\phi_{TT}$ ) através do corpo. A cada uma destas frações da radiação está associado um coeficiente, designado por absorção espectral (A), reflexão espectral (R) e transmissão espectral (TT), respetivamente; a absorção espectral é o quociente entre a parte da radiação que é absorvida pela superfície do objeto e a radiação incidente; a reflexão espectral é o quociente entre a quantidade de radiação que é refletida pela superfície do objeto e a radiação incidente e depende das propriedades da superfície, da temperatura e do tipo de material; a transmissão espectral é o quociente entre a parte da radiação que é transmitida e a radiação incidente e depende do tipo e espessura do material (sendo que a maioria dos materiais não são transmissivos) (Afonso, 2010; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012; Sousa, 2010).



**Figura 3.5:** Balanço da radiação incidente num corpo (Sousa, 2010).

Assim, segundo a Lei de *Kirchhoff* (válida quer para todo o tipo de radiação emitida por um corpo por qualquer comprimento de onda, quer para qualquer radiação monocromática),

devido à conservação da energia, a soma destes 3 coeficientes, para qualquer comprimento de onda é igual a 1 (Afonso, 2010; FLIR; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012).

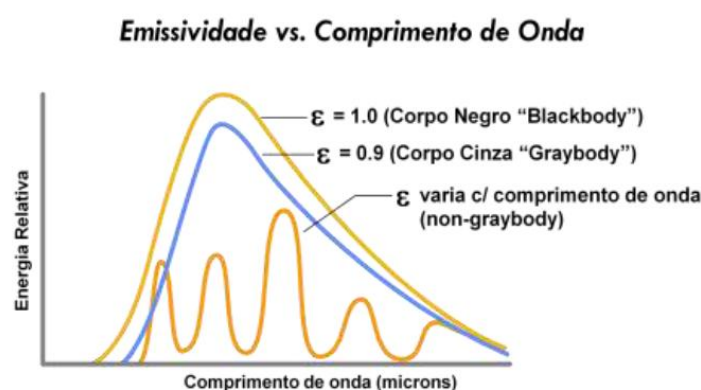
$$A + R + TT = 1 \quad (3.1)$$

Dado que a absorção de um corpo é igual à sua emissividade, então,

$$\varepsilon + R + TT = 1 \quad (3.2)$$

Existem basicamente 4 tipos de corpos que possuem diferentes emissividades (como pode ser visualizado na figura 3.6) (Afonso, 2010; Azenha, et al., 2011; Oliveira, 2012; Ng, 2009):

- Corpo negro – onde a reflexão (R) e a transmissão espectral (TT) são iguais a 0;
- Corpo cinzento – possui emissividade constante menor que o corpo negro e transmissão nula. Alguns exemplos deste tipo de corpos são:
  - A maioria dos sólidos, superfícies pintadas, superfícies orgânicas e metais oxidados – com emissividade elevada;
  - Metais polidos e brilhantes e alguns materiais semicondutores – com baixa emissividade e alta refletividade.
- Corpo não cinzento – possui emissividade que varia ao longo de diferentes comprimentos de onda, existindo também reflexão e transmissão da radiação infravermelha. Como exemplos deste tipo de corpos tem-se o filme de plástico fino, vidro, gases e materiais óticos;
- Espelho perfeito – a radiação é toda transmitida e por isso, a reflexão espectral é igual a 1 e a emissividade e a transmissão espectral são nulas.



**Figura 3.6:** Distribuição espectral das diferentes emissividades em função do comprimento de onda (Afonso, 2010).

### 3.2.4 Leis da radiação

Há 3 leis relativas à radiação térmica: Lei de *Stefan-Boltzmann*, Lei de *Planck* e Lei do deslocamento de *Wien* (Azenha, et al., 2011; Diakides, et al., 2008; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012; Umadevi, et al., 2009; Umadevi, et al., 2010).

O valor máximo de radiação infravermelha emitida é estabelecido pela Lei de *Stefan-Boltzmann*. Esta lei refere que a quantidade de radiação térmica total emitida por unidade de área de superfície de um corpo negro e por unidade de tempo é diretamente proporcional à quarta potência da sua temperatura absoluta (Azenha, et al., 2011; Diakides, et al., 2008; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012; Umadevi, et al., 2009; Umadevi, et al., 2010):

$$E = \sigma * T^4 \quad (3.3)$$

Onde, E é a quantidade de calor transferido por radiação, por unidade de área e por unidade de tempo ( $W/m^2$ ),  $\sigma$  é a constante de *Stefan-Boltzmann*, cujo valor é  $5.67 \times 10^{-8} W/(m^2 K^4)$  e T é a temperatura absoluta (Kelvin).

Ora, como referido não existem corpos negros no mundo real, pelo que na Lei de *Stefan-Boltzmann* terá de ser inserido o fator emissividade do corpo,  $\epsilon$ . Então, a radiação térmica emitida pelo corpo por unidade de área de superfície e por unidade de tempo será dado por (Azenha, et al., 2011; Diakides, et al., 2008; FLIR; Moghbel, et al., 2011; Oliveira, 2012):

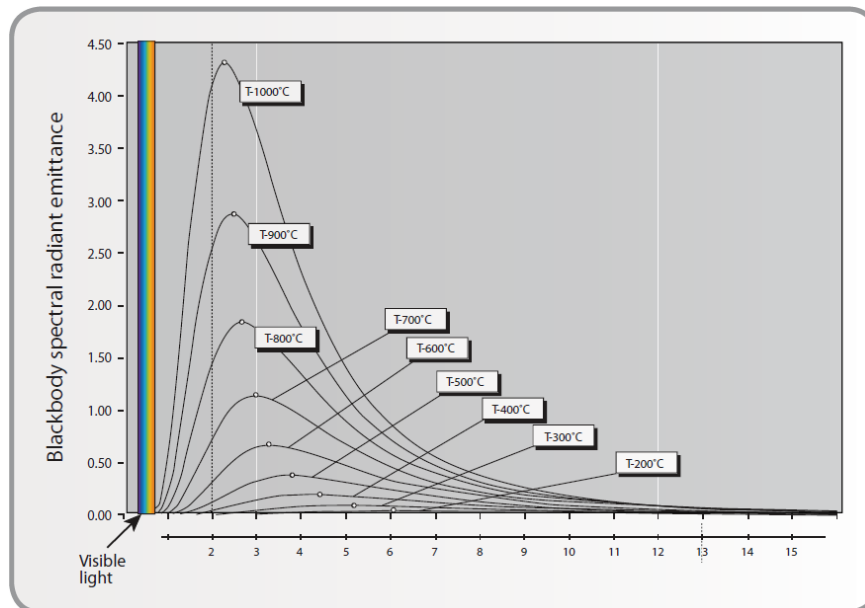
$$E = \epsilon * \sigma * T^4 \quad (3.4)$$

A lei de *Planck* fornece as características da radiação infravermelha emitida por um corpo negro em função da temperatura e comprimento de onda. Os valores fornecidos são valores da sua emitância espectral, ou seja, a quantidade de radiação por comprimento de onda e unidade de área, e são dados por (FLIR; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012; Sousa, 2010; Ng, 2009):

$$W(\lambda, T) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^4} \left[ \exp\left(\frac{hc}{\lambda kT}\right) - 1 \right]^{-1} \quad (3.5)$$

Onde, W é a emitância espectral em  $Wcm^{-2}\mu m^{-1}$ , h é a constante de *Planck* ( $6.6256 \times 10^{-34} J.s$ ), c é a velocidade da luz no vácuo ( $2.9979 \times 10^8 ms^{-1}$ ), k é a constante de *Boltzmann* ( $1.38054 \times 10^{-23} W s K^{-1}$ ),  $\lambda$  é o comprimento de onda em  $\mu m$ , T é a temperatura em Kelvin (Ng, 2009). A sua representação gráfica pode ser visualizada na figura 3.7.





**Figura 3.7:** Emitância espectral, por comprimento de onda de um corpo negro em função da temperatura – Lei de *Planck* (FLIR).

Como se pode observar na figura, a radiação emitida varia continuamente ao longo do comprimento de onda e quanto mais elevada a temperatura, maior a intensidade da radiação emitida e, para cada valor de temperatura existe um máximo que é calculado a partir da Lei de Deslocamento de *Wein*. Esta refere que existe uma relação inversamente proporcional entre a temperatura e o comprimento de onda onde a emitância é máxima, cujo valor é dado por (Diakides, et al., 2008; FLIR; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012):

$$\lambda_{\max} = \frac{2898}{T} \quad (3.6)$$

Onde,  $\lambda_{\max}$  é o comprimento de onda onde a emitância é máxima e T é a temperatura absoluta, em Kelvin.

### 3.2.5 Câmara termográfica

A câmara termográfica é o instrumento que permite adquirir uma imagem com o mapeamento da temperatura do corpo, consoante a radiação infravermelha emitida pela sua superfície (Damjanović, et al., 2010; Ng, et al., 2008; Sousa, 2010). É constituída por vários componentes, nomeadamente:

- Lente

A lente capta a radiação infravermelha que incide no detetor. Pode ser feita de Germânio (Ge), Silício (Si) e cristais de Selenite de Zinco (ZnSe) e Sulfato de Zinco (ZnS) e a seleção

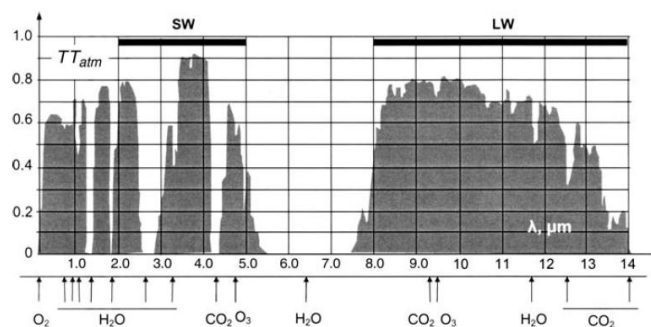
destes materiais reflete-se na resolução da medição devido às diferentes curvas de transmissão (Sousa, 2010).

- Detetor

O detetor é um dispositivo que converte a energia da radiação captada pela lente em sinais elétricos, ou seja, é o transdutor da energia eletromagnética (Azenha, et al., 2011; Minkina, et al., 2009; Sousa, 2010). Devido à atenuação atmosférica que impede a radiação total emitida pelo objeto de alcançar a câmara, o detetor opera nas duas bandas onde ocorre a máxima transmissão possível e a mínima absorção: com um comprimento de onda entre 2 e os 5 $\mu\text{m}$  (detetores de onda curta) e entre os 8 e os 14 $\mu\text{m}$  (detetores de onda longa) (ver figura 3.8) (Boschetti, 2008; FLIR; Minkina, et al., 2009; Sousa, 2010).

Relativamente à arquitetura do detetor, podem ser classificados em dois tipos: os elementares ou pontuais e os *arrays* de detetores pontuais (FPA - *Focal Plane Array*), sendo este os utilizados nas câmaras termográficas (Minkina, et al., 2009; Sousa, 2010).

O FPA surge no final do século XX e veio revolucionar a área da termografia; consiste num *array* de detetores de infravermelhos, normalmente de forma retangular, colocado num plano focal de uma lente, através do qual é possível obter um aumento da qualidade de imagem e da resolução espacial verificado nos sistemas de imagem térmica. O tamanho destes *arrays* pode variar entre 16x16 *pixels* até 640x480 *pixels* (Balbinot, 2006; Oliveira, 2012). Estes detetores recorrem a matrizes bidimensionais de sensores ou microbolométricos e permitem a aquisição de todos os pontos que constituem a imagem de uma só vez (Minkina, et al., 2009; Sousa, 2010).



**Figura 3.8:** Transmissão espectral da radiação infravermelha através da atmosfera terrestre ( $TT_{atm}$ ) com uma espessura de 1,5Km com as bandas de absorção dos gases mais comuns (Minkina, et al., 2009).

Relativamente ao mecanismo físico do processo de deteção podem ser classificados em: quânticos e térmicos. Os detetores quânticos convertem a radiação absorvida diretamente num sinal elétrico, fornecendo uma resposta rápida com margem de erro muito baixa. Possuem

como principal desvantagem a necessidade de um sistema de arrefecimento criogénico, o que torna o equipamento muito caro, complexo e pesado; são exemplos destes detetores os fotocondutores e os fotovoltaicos. Nos detetores térmicos, a radiação infravermelha absorvida induz um aquecimento no dispositivo que vai levar à alteração de pelo menos uma das propriedades do material em função da temperatura atingida pelo dispositivo. Assim, a quantidade de radiação será medida através de: medição direta da temperatura (calorimetria), mudança na resistência elétrica do material, um sinal de corrente ou tensão termoelétrica ou uma alteração de carga ou capacitância do dispositivo. Por isso, a resposta deste tipo de detetores é proporcional à radiação incidente e é, praticamente independente do comprimento de onda desta. Apresenta como principal desvantagem os tempos de resposta longos (superiores a  $10\mu\text{s}$ ) devidos à inércia térmica dos processos de absorção e trocas de calor. Porém, como não necessitam de sistema de refrigeração, possuem menor custo e menores dimensões, permitindo a sua utilização em aplicações de campo mais facilmente. Os principais tipos de detetores térmicos são: a termopilha, o detetor piroelétrico e o bolómetro (Diakides, et al., 2008; Minkina, et al., 2009; Sousa, 2010).

- Processador eletrónico

Este componente tem como principal função processar a resposta dada pelo detetor a fim de quantificar a temperatura e produzir uma imagem térmica (Sousa, 2010).

- Controlos

Como o nome indica, estas estruturas permitem efetuar ajustes aos diversos parâmetros, nomeadamente à entrada da radiação infravermelha, aos dados de saída, ao alcance, ao nível térmico, à emissividade, à temperatura isotérmica, à área, entre outros (Sousa, 2010).

- Filtros

Os filtros permitem corrigir os dados a adquirir, seleccionando o comprimento de onda da radiação que se pretende que atinja os detetores. Existem três tipos: Filtro Passa-Alto (permite apenas a passagem de radiação com comprimento de onda curto), Filtro Passa-Baixo (permite a passagem de radiação com comprimento de onda longo) e Filtro Passa-Banda (permite apenas a passagem de radiação com comprimento de onda compreendido no intervalo pré-definido) (Sousa, 2010).

- Ecrã

O ecrã é o componente que permite a visualização da imagem termográfica. As imagens obtidas são denominadas por termogramas. São imagens bidimensionais constituídas por pixéis coloridos (ou em escala de cinza), onde cada cor representa a temperatura a que se

encontra a superfície do corpo (Azenha, et al., 2011; Damnjanović, et al., 2010; Ng, et al., 2008; Sousa, 2010; Ng, 2009).

- Armazenamento de informação

Os dados podem ser armazenados em formato de imagem digital estática ou em vídeo e pode permitir a gravação digital da voz (Sousa, 2010).

- Processamento de dados e Elaboração do Relatório

Os equipamentos de termografia têm programas específicos que são instalados num computador e permitem o processamento e a manipulação dos dados adquiridos, alterando parâmetros como a temperatura de fundo, emissividade, alcance e nível. Os dados podem ser avaliados por pontos térmicos, áreas, linhas isotérmicas, medições por linha térmica ou mesmo medição de dimensões e disponibilizados em folhas de cálculo, gráficos e/ou histogramas. Seguidamente podem ser apresentados relatórios que estejam previamente configurados (Sousa, 2010).

### 3.2.6 Medição da radiação infravermelha pela câmara termográfica

A radiação que atinge os detetores da câmara termográfica não provém apenas da emitida pelo objeto, mas sim de quatro fluxos de calor distintos (Diakides, et al., 2008; FLIR; Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012):

- Fluxo emitido pelo corpo em estudo,  $\varphi_{ob}$ ;

$$\varphi_{ob} = \varepsilon_{ob}(T_{ob})TT_{atm}(T_{atm})M_{ob}(T_{ob}) \quad (3.7)$$

Onde,  $\varepsilon_{ob}$  é a banda de emissividade da superfície do objeto,  $T_{ob}$  é a temperatura do objeto em Kelvin,  $TT_{atm}$  é a banda de transmitância da atmosfera,  $T_{atm}$  é a temperatura da atmosfera em Kelvin e  $M_{ob}$  é a emitância radiante do objeto em  $W/m^2$ .

- Fluxo emitido pelo ambiente e refletido pelo corpo em estudo,  $\varphi_{refl}$ ;

$$\varphi_{refl} = [1 - \varepsilon_{ob}(T_o)]\varepsilon_o(T_o)TT_{atm}(T_{atm})M_o(T_o) \quad (3.8)$$

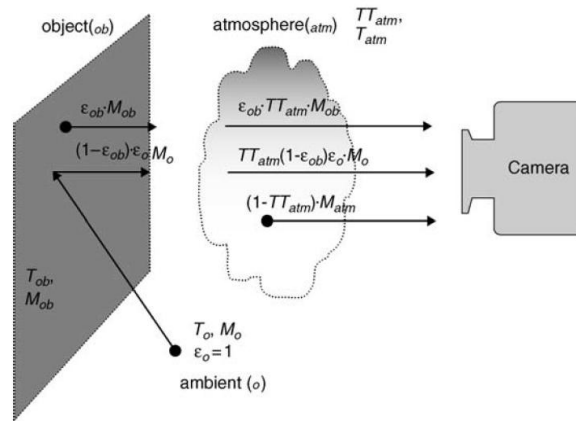
Onde,  $\varepsilon_{ob}$  é a banda de emissividade da superfície do objeto,  $T_o$  é a temperatura do ambiente em Kelvin,  $\varepsilon_o$  é a banda de emissividade do ambiente,  $TT_{atm}$  é a banda de transmitância da atmosfera,  $T_{atm}$  é a temperatura da atmosfera em Kelvin e  $M_o$  é a emitância radiante do ambiente em  $W/m^2$ .

- Fluxo emitido pela atmosfera,  $\varphi_{atm}$ ;

$$\varphi_{atm} = [1 - P_{atm}(T_{atm})]M_{atm}(T_{atm}) \quad (3.9)$$

Onde,  $P_{atm}$  é a pressão atmosférica,  $T_{atm}$  é a temperatura da atmosfera em Kelvin e  $M_{atm}$  é a emitância radiante da atmosfera em  $W/m^2$ .

- Fluxo emitido pelas componentes óticas e filtros da câmara – que nas câmaras mais recentes é tão baixo que pode considerado desprezível.



**Figura 3.9:** Interação dos fluxos de radiação que interferem na leitura da radiação (Minkina, et al., 2009).

Assim, o sinal de saída do detetor da câmara é dado por:

$$s \approx C(\varphi_{ob} + \varphi_{refl} + \varphi_o) \quad (3.10)$$

Onde  $C$  é uma constante que depende da atmosfera, dos componentes óticos da câmara e das propriedades dos detetores.

Se se substituir as equações 3.7, 3.8, 3.9 na equação 3.10 e se simplificar, obtém-se que a intensidade total de radiação térmica que chega ao detetor,  $s$ , é igual a:

$$s = \epsilon_{ob} * TT_{atm} * s_{ob} + TT_{atm} * (1 - \epsilon_{ob}) * s_o + (1 - TT_{atm}) * s_o \quad (3.11)$$

Onde  $s_{ob}$  é o sinal no detetor correspondente à intensidade de radiação térmica emitida pelo objeto à temperatura ambiente e  $s_o$  é o sinal no detetor correspondente à intensidade de radiação térmica emitida por um corpo negro, à temperatura ambiente (Minkina, et al., 2009; Oliveira, 2012).

### 3.3 Termografia Mamária

Como pode ser verificado pela tabela 3.1, o corpo humano (mais concretamente a pele) possui uma emissividade muito próxima do corpo negro, pelo que os valores medidos de radiação infravermelhos emitidos podem ser diretamente convertidos em valores exatos de temperatura (Diakides, et al., 2008; Umadevi, et al., 2009). Porém, a temperatura da pele varia de acordo com as mudanças ambientais, podendo a sua gama de temperatura ser influenciada por (Soffin, et al., 1983; Ng, 2009):

- Perdas de calor por evaporação;
- Trocas de energia com o meio envolvente;
- Atividade vascular infracutânea;
- Isolamento devido a roupa e cremes;
- Estado psicológico da pessoa;
- Lesões anteriores;
- Consumo de álcool e tabaco;
- Esforço físico;
- Terapia hormonal de substituição, gravidez e menstruação, no caso da área mamária.

Partindo do princípio que existe uma correlação entre uma fonte interna de biocalor e a temperatura da pele do corpo humano, como referido na secção 2.4, quando existe uma anomalia no funcionamento numa estrutura do corpo (quer seja problemas circulatórios, inflamações, infeções ou tumores), haverá um aumento da temperatura na área da pele adjacente e, conseqüentemente será emitida mais radiação infravermelha (Dai, et al., 2008; Wang, et al., 2010; Ng, 2009; Yang, et al., 2007). Segundo *Rangayyan*, este aumento de temperatura num tumor mamário será de cerca de 2°C, em relação aos tecidos circundantes (Rangayyan, 2005).

Porém há vários fatores que podem influenciar a expressão desta temperatura ao nível da pele, nomeadamente parâmetros fisiológicos (como já foi referido), propriedades térmicas do tumor, dos tecidos normais circundantes, a sua localização e o tamanho do tumor (Zhang, et al., 2009).

Assim, quando se pretende adquirir imagens térmicas da mama deve-se efetuar numa sala com ambiente controlado (com uma temperatura entre 18 e 23°C para evitar as alterações de temperatura no corpo provocadas pelo ambiente externo não controlado) e deve ser livre de fontes de calor, tais como luz solar e luzes incandescentes (Diakides, et al., 2008; Ng, 2009).

Para além disso, a utente deve ser instruída para evitar (Diakides, et al., 2008; Ng, 2009):

- Exposição solar nos cinco dias que antecedem a aquisição;
- Tratamentos que provoquem estimulação mamária nas catorze horas anteriores;
- Cosméticos, loções, antitranspirantes, desodorizantes e maquilhagem;
- Exercício nas quatro horas anteriores;
- Tomar banho uma hora antes da aquisição;

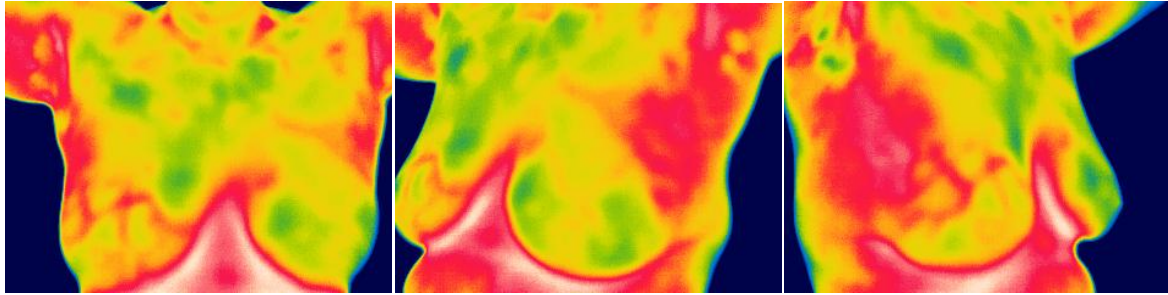
- Fumar ou ingerir bebidas alcoólicas antes do exame;
- Refeições pesadas e consumir café ou chá em doses superiores às que ingere normalmente;
- Roupa apertada.

Quando estas condições estão reunidas, a paciente deve ser colocada despida da cintura para cima por um período de quinze minutos, de modo a adquirir o equilíbrio térmico com o meio ambiente, ponto a partir do qual as possíveis alterações da temperatura na superfície da pele ocorrem de uma forma lenta e uniforme. Nos últimos cinco minutos a utente deve ter os membros superiores elevados acima da cabeça para facilitar a dissipação de calor nos quadrantes externos e prolongamentos axilares das mamas, permitindo assim melhor visualização anatómica das mamas (Diakides, et al., 2008; Ng, 2009).

A termografia permite efetuar uma avaliação da funcionalidade das estruturas, sendo por isso considerado um teste fisiológico (Lin, et al., 2009; Ng, et al., 2008; Ng, 2009; Yang, et al., 2007). Para a sua medição, terá de ser usada uma câmara com leitura no comprimento de onda entre os 8 e os 14 $\mu$ m (de onda-longa), porque apesar da pele emitir radiação infravermelha com comprimento de onda entre 2 a 20 $\mu$ m com uma média de 9 a 10 $\mu$ m, aplicando a lei de *Planck* e de Deslocamento de *Wein* constata-se que cerca de 90% desta radiação tem um comprimento de onda entre 6 e 14 $\mu$ m (Ng, 2009). Para além disso, deve ter uma resolução de 0,1°C (que é o que a maior parte das câmaras térmicas existentes atualmente tem), de modo a notar-se pequenas diferenças de temperatura e obter o máximo de informação para um bom diagnóstico (Plotnikoff, et al., 2009; Zhang, et al., 2009).

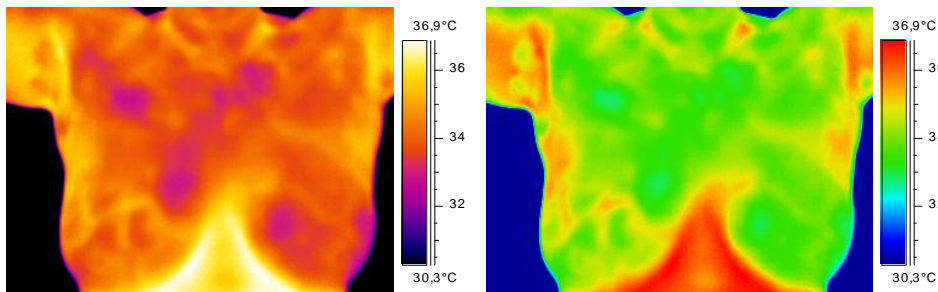
As imagens a adquirir deverão ser efetuadas em três posições: uma de frente - frontal (onde é possível visualizar as 2 mamas em simultâneo e nos fornece uma imagem do seu aspeto térmico geral) e duas oblíquas com o corpo rodado a 45°, uma para cada mama (onde é possível visualizar em pormenor os quadrantes externos e internos das mamas) (Diakides, et al., 2008; Ng, 2009).

As imagens podem ser adquiridas com as utentes sentadas ou em pé, com os membros superiores colocados em cima da cabeça. A posição sentada pode ser facilitada pelo uso de um banco rotativo, que após a aquisição frontal será fácil rodar de modo a obter a rotação necessária para a aquisição das imagens oblíquas (Diakides, et al., 2008; Ng, 2009).



**Figura 3.10:** Imagens em posição frontal, oblíqua esquerda e oblíqua direita, respetivamente.

As imagens adquiridas (termogramas) podem ser vistas usando paletas de cores diferentes, como por exemplo: *glowbow*, *grey*, *grey10*, *greyred*, *iron*, *iron10*, *medical*, *midgreen*, *midgrey*, *rain*, *rain10*, *rain900*, *yellow* no programa *ThermaCAM Researcher Professional 2.10* ® (FLIR; Umadevi, et al., 2010).



**Figura 3.11:** Visualização do mesmo termograma com paleta *iron* e *midgreen*, respetivamente.

Nos termogramas mamários, a análise clínica é efetuada através da presença ou ausência de assimetria nas duas mamas quando as comparamos (Acharya, et al., 2012; Diakides, et al., 2008; Kapoor, et al., 2010; Tang, et al., 2005):

- Mamas saudáveis – aparecem como duas áreas mais frias que a zona superior do tórax e o sulco inframamário; o mamilo aparece como um ponto redondo mais frio rodeado por uma zona mais quente; são geralmente simétricas (embora possam ser ligeiramente diferentes em tamanho) com contorno liso, regular e convexo;
- Mama com lesão – a temperatura na área onde se localiza a lesão irá ser mais elevada que o resto do tecido mamário, pelo que será demonstrada por uma área mais quente que o resto da mama e assimétrica relativamente à outra mama que estará saudável.

Esta análise pode ser efetuada visualmente (análise será subjetiva) (Plotnikoff, et al., 2009; Tang, et al., 2005; Wang, et al., 2010), através de técnicas bioestatísticas (Dai, et al., 2008;



Lin, et al., 2009; Ng, et al., 2008; Zhang, et al., 2009) ou por Detecção Assistida por Computador (Diakides, et al., 2008; Moghbel, et al., 2011).

### 3.4 Vantagens da Termografia

A termografia apresenta uma série de vantagens que a pode ajudar a tornar útil num futuro próximo na deteção de cancro de mama, tais como:

- Fornecer informações fisiológicas das estruturas mamárias e tumores (Kontos, et al., 2011; Moghbel, et al., 2011; Wang, et al., 2010; Yang, et al., 2007);
- Não utilizar radiação ionizante, ser indolor e não necessitar de contacto com a paciente (Dai, et al., 2008; Damnjanović, et al., 2010; Kontos, et al., 2011; Lin, et al., 2009; Moghbel, et al., 2011; Ng, et al., 2008; Ng, et al., 2005; Tang, et al., 2005; Wang, et al., 2010; Ng, 2009);
- Não necessitar de acesso venoso ou procedimentos invasivos (Dai, et al., 2008; Damnjanović, et al., 2010; Moghbel, et al., 2011; Ng, et al., 2008; Ng, et al., 2005; Tang, et al., 2005; Wang, et al., 2010; Ng, 2009; Yang, et al., 2007; Zhang, et al., 2009);
- Procedimento de obtenção de imagem simples, rápido e económico (Dai, et al., 2008; Damnjanović, et al., 2010; Moghbel, et al., 2011; Ng, et al., 2008; Ng, et al., 2005; Plotnikoff, et al., 2009; Tang, et al., 2005; Ng, 2009; Yang, et al., 2007; Zhang, et al., 2009);
- Pode ser aplicado em todos os pacientes (independentemente da idade ou da sua densidade mamária) (Arabi, et al., 2010; Ivanescu, et al., 2010; Moghbel, et al., 2011; Plotnikoff, et al., 2009);
- O equipamento de termografia possuir elevada portabilidade (Ng, et al., 2008);
- Obtenção de imagens em tempo real (Ng, et al., 2008);
- Possibilidade dos dados serem gravados em computadores e poderem ser aplicadas técnicas de processamento de imagem que permitam ajudar na interpretação dos termogramas (Moghbel, et al., 2011; Ng, et al., 2008);
- Alguns estudos referem que pode detetar os primeiros sinais de cancro de mama até 10 anos antes de este poder ser visível noutras modalidades de imagem (Arabi, et al., 2010; Damnjanović, et al., 2010; Diakides, et al., 2008; Kapoor, et al., 2010; Lin, et al., 2009; Moghbel, et al., 2011; Ng, et al., 2008; Plotnikoff, et al., 2009; Umadevi, et al., 2009); em 70% dos casos de cancro de

mama poderão ser detetáveis por termografia até um ano antes do seu diagnóstico por mamografia, pois segundo *Keyserlingk* citado por *Moghbel*, o tamanho médio que o tumor necessita de ter para ser visível na termografia é 1,28 centímetros e na mamografia é 1,66 centímetros (Moghbel, et al., 2011);

- Possibilidade de avaliar a eficiência de tratamentos e os prognósticos do paciente, pois verificou-se que cancros com temperaturas superiores apresentam um pior prognóstico (com uma sobrevida de apenas 24% ao fim de 3 anos) que os cancros com temperaturas inferiores (com sobrevida de até 80% ao fim dos 3 anos) (Kontos, et al., 2011; Lin, et al., 2009; Moghbel, et al., 2011; Wang, et al., 2010);
- Alguns estudos revelam que 44% dos pacientes com termogramas anómalos desenvolvem cancro no prazo de 5 anos e que um termograma consecutivamente anómalo possui um risco de vir a desenvolver um cancro de mama 22 vezes maior e este facto é, inclusive, tão representativo que se torna dez vezes mais significativo que uma história familiar de cancro de mama (Moghbel, et al., 2011; Plotnikoff, et al., 2009; Wang, et al., 2010);
- Alguns estudos referem uma sensibilidade e especificidade média de 90% (Dai, et al., 2008; Moghbel, et al., 2011);
- Poderá ajudar no diagnóstico diferencial de tumores benignos e malignos (Wang, et al., 2010).

Por isso, este exame não apresenta qualquer malefício conhecido, o que permite que possa ser utilizado como método de rastreio, quantas vezes for necessário, e independentemente da idade da paciente (Moghbel, et al., 2011; Umadevi, et al., 2009; Yang, et al., 2007).

### **3.5 Desvantagens da Termografia**

No entanto, esta técnica de imagem também apresenta algumas desvantagens, nomeadamente:

- Necessidade de formação elevada para analisar as imagens (Lin, et al., 2009; Moghbel, et al., 2011; Plotnikoff, et al., 2009);
- Existência de procedimentos inconsistentes e ausência de protocolos (Plotnikoff, et al., 2009);
- Variabilidade dos critérios de diagnóstico e, conseqüente variação da sensibilidade (probabilidade do teste identificar corretamente a utente com

doença quando de facto ela tem a doença – de 75% a 97%) e especificidade (probabilidade do teste identificar corretamente uma pessoa que não tem doença quando de facto não tem – de 12% a 81%) (Azenha, et al., 2011), entre os estudos, sendo que em alguns são mesmo insuficientes (Kontos, et al., 2011; Plotnikoff, et al., 2009; Tang, et al., 2005; Wang, et al., 2010);

- Elevada taxa de falsos positivos (Lee, et al., 2010; Lin, et al., 2009);
- Baixa sensibilidade em lesões mais profundas (Dai, et al., 2008; Jiang, et al., 2010; Lin, et al., 2009);
- As imagens obtidas (termogramas), quando usadas isoladamente, não serem suficientes para se fazer um diagnóstico (Ng, et al., 2007; Ng, et al., 2008; Ng, et al., 2005; Ng, 2009);
- Dificuldade em localizar e verificar a forma do tumor, que são importantes para o tratamento das doenças (Zhang, et al., 2009);
- Sensibilidade dos equipamentos de termografia (Lin, et al., 2009).

Porém, nos últimos anos, vários sistemas de processamento das imagens têm sido incorporados para a análise dos termogramas, o que permitirá colmatar algumas das desvantagens/limitações deste método de imagem, nomeadamente o elevado nível de formação necessário para analisar as imagens, permitindo aumentar a sensibilidade e a especificidade para cerca de 90% (Dai, et al., 2008; Jiang, et al., 2010; Kapoor, et al., 2010; Kontos, et al., 2011; Lee, et al., 2010; Moghbel, et al., 2011; Ng, et al., 2007).

## Capítulo 4

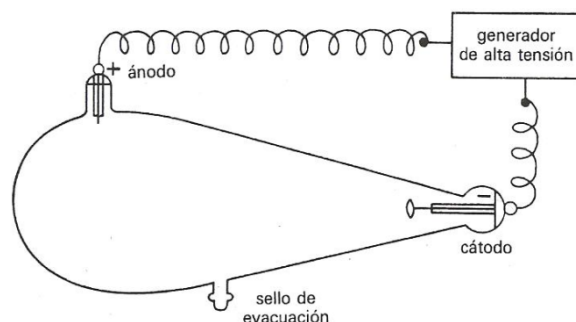
# Mamografia

A mamografia utiliza a radiação X pertencente ao espectro eletromagnético para obter imagens da mama.

A mamografia é o exame radiológico da mama mais utilizado e pode ser realizado como método de rastreio ou diagnóstico, sendo que o primeiro é efetuado em mulheres sem sintomas de cancro de mama e possibilita um diagnóstico mais precoce, enquanto como método de diagnóstico realiza-se em mulheres que apresentem algum sinal ou sintoma desta doença, servindo “apenas” para determinar o tamanho e localização exata da anomalia, visualizando os tecidos e gânglios linfáticos circundantes. Contudo, em ambos os casos o objetivo é excluir qualquer patologia (Acharya, et al., 2012; Al-Shamlan, et al., 2010; Arabi, et al., 2010; Brodersen, et al., 2010; Eltoukh, et al., 2010; Góis, 2011; Ivanescu, et al., 2010; Lin, et al., 2009; Nagi, et al., 2010; Wishart, et al., 2010).

### 4.1 História da Mamografia

A descoberta dos raios-X ocorreu de forma acidental, durante experiências que ocorriam em laboratórios de Física de diversas universidades, na década de 70 e 80 do século XIX. Nestas experiências pretendia investigar-se a condução dos raios catódicos ou elétrons através de grandes tubos de vidro com vácuo parcial, denominados tubos de Crookes, em homenagem ao *Sir William Crookes*. Este dispositivo foi o ponto de partida para as atuais lâmpadas fluorescentes e tubos de néon (Bushong, 1999).



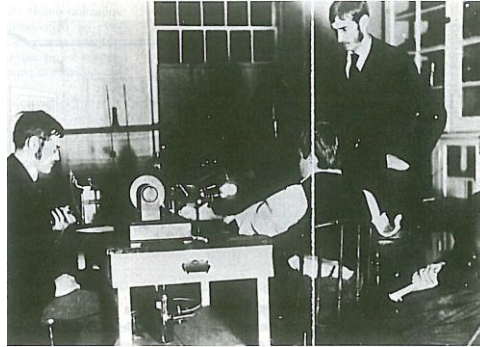
**Figura 4.1:** Esquema de funcionamento do tubo de *Crookes* (Bushong, 1999).

Quando, em Novembro de 1895, *Wilhelm Conrad Roentgen* se encontrava no seu laboratório na Universidade Alemã de *Würzburg*, decidiu escurecer o seu laboratório e envolver o tudo de *Crookes* com papel fotográfico, de modo a conseguir visualizar melhor qual o efeito dos raios catódicos no tubo. Verificou que não era observado nenhum raio de luz visível devido ao papel fotográfico que envolvia o tubo, mas notou uma fluorescência numa placa coberta com platinocianeto de bário que se encontrava casualmente num banco de trabalho a vários metros do tubo. Decidiu pegar nessa placa e aproximá-la do tubo de *Crookes* e constatou que a intensidade da fluorescência aumentava tanto ao aproximá-los que não restavam dúvidas que a origem dessa fluorescência era o tubo de *Crookes*. *Roentgen* intrigado começou imediatamente a investigar essa luz que denominou por “luz X”, colocando diversos materiais entre a placa de platinocianuro de bário e o tubo, nomeadamente madeira, alumínio e até a mão da sua esposa *Anna Bertha Ludwing*. Quando imobilizou a mão da sua esposa entre a placa e o tubo, verificou que aparecia uma imagem sombreada nos ossos e no anel que usava e velada nas partes menos sólidas, como os tecidos moles, ou seja, uma radiografia, facto que colocou em evidência a possibilidade da aplicação desta radiação à medicina. O seu entusiasmo pela descoberta foi tanto que prolongou as suas investigações por algumas semanas e, conseguiu demonstrar que os novos raios produzidos resultavam do impacto dos raios catódicos na superfície do ânodo e, ao fim de um mês já tinha descoberto quase todas as propriedades desta radiação conhecidas até hoje. Dado não saber a natureza desta radiação na altura, decidiu nomeá-la de radiação X (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Tecnologia com Ciência, 2009). Porém, de acordo com o *site* Tecnologia com Ciência, investigações posteriores efetuadas por *Max Von Laue* conseguiram demonstrar que estes raios possuíam a mesma natureza que a luz visível, mas com maior frequência (Tecnologia com Ciência, 2009).



**Figura 4.2:** Primeira radiografia da mão da esposa de *Roentgen* (Bushong, 1999).

A primeira valorização dos raios X como uma mais-valia na medicina nos Estados Unidos da América ocorreu em 1896, quando no laboratório de física de *Dartmouth College*, foi efetuada a primeira exploração do pulso fraturado de uma rapariga, recorrendo ao uso destes (Bushong, 1999).



**Figura 4.3:** Fotografia do primeiro exame com raios X, nos Estados Unidos da América, quando *Eddie McCarthy*, de Hanover, fraturou o punho e foi enviada para que lhe fizessem uma fotografia com a “luz X”. Na imagem é possível visualizar (da esquerda para a direita) com a paciente (a meio), o professor *E. B. Frost*, seu irmão *Dr. E.G. Frost* (diretor do Hospital Mary Hitchcock) e a Senhora *G. D. Frost* (enfermeira-chefe do hospital) (Bushong, 1999).

A descoberta da radiação X, considerada até hoje uma das mais importantes descobertas da história da humanidade, valeu a *Reontgen* alguns prémios dos quais se destaca o primeiro prémio Nobel da Física em 1901 (Bushong, 1999; Tecnologia com Ciência, 2009).

Os primeiros tubos de raios X possuíam correntes muito baixas e distâncias foco-filme muito grandes, necessitando de tempos de exposição muito longos (Dimenstein, et al., 2002).

Desde então, houve um crescente interesse da aplicação da radiação X nos diferentes problemas médicos e a primeira aplicação desta tecnologia na deteção de cancro de mama foi efetuada por *Albert Salomon*. Este investigador, utilizando radiação X, fotografou uma peça de tecido mamário removido de uma utente com cancro de mama, de modo a verificar as diferenças existentes entre tecido saudável e doente. Após várias análises, verificou que existiam diferentes tipos de cancro de mama, tendo publicado o seu estudo em 1913. Porém, nunca utilizou a radiação X como meio de diagnóstico de cancro de mama (Mam13; Steen, et al., 2007).

Após *Salomon* e até à década de 1920, não surgiu mais nenhum artigo publicado sobre a possibilidade de utilizar radiação X no estudo de patologias mamárias. Nesta década, surgem vários artigos publicados por diversos investigadores que trabalhavam de modo independente em diferentes partes do Mundo. Em 1927, *Otto Kleinschmidt* implementou o uso da mamografia como meio auxiliar de diagnóstico na Clínica Mamária da Universidade de

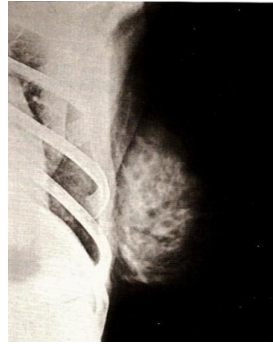
*Leipzig* e garantiu a introdução desta técnica na clínica do seu professor *Erwin Payr* (um cirurgião plástico muito reconhecido) (Basset, et al., 2005; Steen, et al., 2007).

Segundo *Basset et al.*, em 1931, *J. Goyanes et al.* descreveram as características mamográficas do tecido mamário normal e distinguiram lesões inflamatórias de neoplasias, ao estudarem 56 pacientes. Referiram também a extrema importância no posicionamento da mama na mamografia (Basset, et al., 2005).

Em 1932, um investigador da mesma Clínica Mamária da Universidade de *Leipzig*, *Walter Vogel*, publicou um artigo onde referia que era possível distinguir mamograficamente lesões mamárias benignas de malignas e quais as suas diretrizes para o fazer (diretrizes que ainda hoje são utilizadas pelos médicos na análise das imagens) (Basset, et al., 2005; Mam13).

Já em 1929, *Carlos Dominguez*, do Uruguai e em 1934 *A. Baraldi*, do Brasil, criaram um método a que chamaram pneumomamografia que consistia na injeção de dióxido de carbono no tecido retro-mamário e pré-mamário antes da aquisição da imagem mamográfica, de modo a obter a delimitação das lesões. Porém, esta técnica não foi geralmente aceite (Basset, et al., 2005).

Na década de 1930 foi a década em que mais progressos foram feitos na área da mamografia, nos Estados Unidos. Este facto deve-se sobretudo ao trabalho de *Stafford Warren* (um Radiologista do *Strong Memorial Hospital* em Nova York), que defendia a utilização da estereoscopia na radiografia mamária, tendo inclusive submetido 119 pacientes à mamografia como diagnóstico antes da cirurgia mamária (Basset, et al., 2005; Mam13; Rangayyan, 2005). Para tal, utilizou um equipamento radiológico usado de um modo geral noutras estruturas do corpo, novos ecrãs intensificadores com dois grãos finos de tungstato de cálcio, um diafragma móvel entre o *Potter* e o *Bucky* (partes que até hoje constituem o mamógrafo) com funcionamento semelhante às grelhas antidifusoras atuais, de modo a diminuir a radiação difusa e os seguintes parâmetros técnicos: 50 a 60 kV, 70 mA uma distância foco-filme de 63 cm e um tempo de exposição de 2,5 segundos. Apesar de antes de efetuarem a mamografia não haver consenso entre os médicos sobre o diagnóstico pré-operatório, quando estudaram as mamografias, o seu diagnóstico já era conclusivo e maior parte das vezes correto, tendo apenas falhado em 8 dos 119 casos em estudo, incluindo 4 falsos-negativos dos 58 casos de cancro de mama detetados (Basset, et al., 2005).



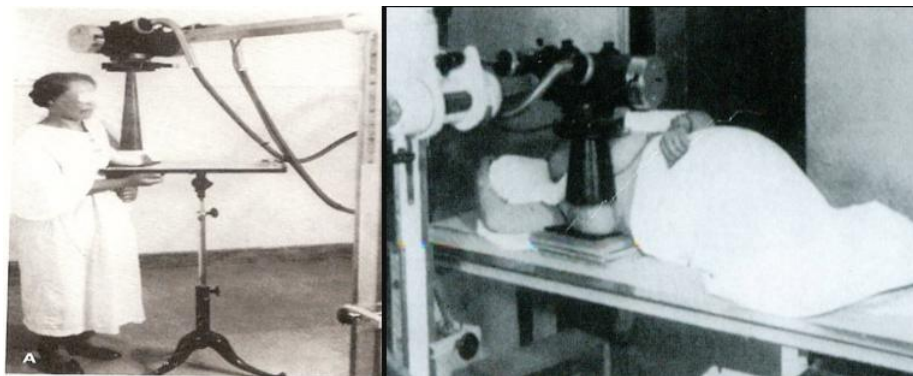
**Figura 4.4:** Primeira mamografia de uma mama sem patologia obtida por *Warren* (Basset, et al., 2005).

O interesse na mamografia continuou a crescer e em meados da década de 1950 *Jacob Gershon-Cohen* (um radiologista de Filadélfia), juntamente com a patologista *Helen Ingleby* estabeleceram uma correlação da forma como a doença mamária aparecia na imagem, utilizando secções histológicas de toda a mama, estabelecendo assim critérios para diagnosticar lesões benignas e malignas; isto aconteceu após *Jacob Gershon-Cohen*, em 1938, juntamente com o seu colega *Albert Strickler* ter referido que o alcance da mamografia dependia da idade e do ciclo menstrual, realçando a importância de compreender a forma como o tecido mamário normal se apresenta sob todas as condições de crescimento e actividade fisiológica antes de se tentar fazer um diagnóstico das suas anomalias (Basset, et al., 2005).

Mais tarde, *Gros* desenvolver um equipamento protótipo dedicado só à mamografia contendo um ânodo de molibdénio e um sistema de compressão da mama, características que iriam permitir imagens com um contraste mais elevado (Basset, et al., 2005).

Um aluno de *Dominguez* chamado *Raul Leborgne* (também do Uruguai) referiu pela primeira vez a importância de aparecerem calcificações no diagnóstico de cancro de mama e da necessidade da compressão para imobilizar e diminuir a espessura da mama de modo a obter uma imagem de qualidade. Assim, para radiografar a mama, utilizou um longo cone com uma superfície lisa na sua porção distal final (para efectuar a compressão), e com uma técnica de baixa kilovoltagem (entre 20 e 30 kV), sem filme, com uma distância foco-filme de 60 cm e com 5 mA por cada centímetro de espessura da mama comprimida. Este senhor também caracterizou a forma como aparecem as calcificações no caso de serem benignas ou malignas, sendo assim o primeiro a estabelecer uma associação entre as microcalcificações com carcinoma subclínico, estabelecendo assim o uso da mamografia como uma ferramenta importante no rastreio de cancro de mama (Basset, et al., 2005; Steen, et al., 2007).





**Figura 4.5:** Posicionamento da paciente por *Leborgne* para a incidência crânio-caudal e oblíqua medio-lateral (Basset, et al., 2005).

Porém, mesmo com todos estes avanços, devido à falta de reprodutibilidade do método para obter imagens satisfatórias, na década de 1950 era muito pouco utilizada. Mas, em 1960, *Robert Egan* descobriu que aumentando a intensidade e baixando a tensão (técnica de alta miliamperagem e baixa kilovoltagem) conseguia obter imagens mamográficas com qualidade de diagnóstico, fiáveis e reprodutíveis em filmes industriais de exposição direta (Basset, et al., 2005; Bushong, 1999; Rangayyan, 2005). Assim sendo, decidiu alterar o proposto equipamento radiológico usado de um modo geral também noutras estruturas do corpo, otimizando-o para imagens de tecidos moles. Para tal, limitou a filtração do feixe de raios X à filtração inerente a uma janela convencional de um tubo raios X, ajustou o painel de controlo do gerador para produzir valores precisos inferiores a 30 kV, utilizou filme Kodak do tipo M<sup>®</sup> (industrial) para obter elevado detalhe e contraste, e colocando um cone cilíndrico para reduzir a radiação difusa, ou seja, utilizou como parâmetros técnicos uma kilovoltagem entre 26 e 28, 300 miliamperes, uma distância foco-filme de 90cm e um tempo de exposição de 6 segundos. Com esta nova técnica, *Egan* conseguiu resultados de imagem excelentes nas primeiras 1000 mamas estudadas. Em 1962, conseguiu detetar 53 casos de carcinoma que não eram detetáveis pelos meios de diagnóstico que se usavam para detetar o cancro de mama, incluindo a examinação da mama por um médico experiente e competente, pois nenhum sinal ou sintoma estava presente. Este facto serviu de suporte para indicar que a mamografia podia ser usada como forma de rastreio e para o seu reconhecimento a nível nacional em 1965, pois com esta técnica proposta por *Egan* (Basset, et al., 2005):

- Poderia ser aprendida por outros radiologistas;
- As mamografias podiam ter qualidade aceitável e serem reproduzidas com segurança;
- Permitia distinguir lesões benignas e malignas;
- Poderia ser utilizada em mulheres assintomáticas.

Também na década de 1960, surgiu um método de imagem da mama alternativo, desenvolvido por *Wolf e Ruzicka*, conhecido por xeromamografia. Funcionava com um prato de alumínio revestido a selênio como detector que era inicialmente carregado com cerca de 1,000V. Quando exposto aos raios X que saem do paciente, liberta iões e electrões criando um padrão de carga no prato. O prato é depois pulverizado com um *toner* ionizado e o padrão é transferido para o papel revestido a plástico. O xerograma fornecia grande amplitude e realce do contorno, obtendo assim imagens melhores quando comparadas com o filme da mamografia da altura. No entanto, a xeromamografia resultava numa elevada dose de radiação ao paciente e não foi mais usada desde a década de 1980 (Bushong, 1999; Rangayyan, 2005).

Assim, em 1965 o *American College of Radiology* estabeleceu um Comité, dirigido por *Wendell Scott*, que iria treinar radiologistas e técnicos a nível nacional para a leitura e execução das mamografias (Basset, et al., 2005; Bushong, 1999).

No início da década de 1970 foram criados novos mamógrafos por diversas marcas, incluindo a Siemens® (*Mammomat*), a Philips® (*Mammodiagnost*) e a Picker® (*Mammorex*), onde cada uma introduzia novas melhorias. Em 1978 foi criado nos Estados Unidos o primeiro mamógrafo com grelha alternativa para reduzir a radiação difusa que degrada a imagem. Em meados da década de 1980, um grupo de investigadores confirma a eficácia de utilizar as grelhas no aumento da qualidade da imagem. Porém, dado que estas grelhas eram estacionárias, provocavam linhas de grelha na imagem e elevavam a dose de radiação. Em 1986 *Edward Sickles* e *William Weber* referiram que o uso das grelhas, apesar de ser mais eficaz nas mamas densas, também oferecem um benefício mais baixo nas mamas adiposas (Basset, et al., 2005).

Nas décadas de 1970 e 1980, foram acrescentadas melhorias aos equipamentos, tais como pedais de pé para controlar a compressão (deixando as mãos do técnico de Radiologia livres para posicionar a mama com mais eficácia), tempo de exposição automático (permitindo obter qualidade de imagens mais consistentes) e ponto microfocal na ampola de raios X (Basset, et al., 2005).

Desde então, outros avanços na área levaram a uma melhoria notável na qualidade de imagem e uma redução drástica da dose de radiação (Rangayyan, 2005).

A mamografia na década de 1990 passou a ser um dos exames radiológicos mais críticos e requisitados para realização (Bontrager, 1999).

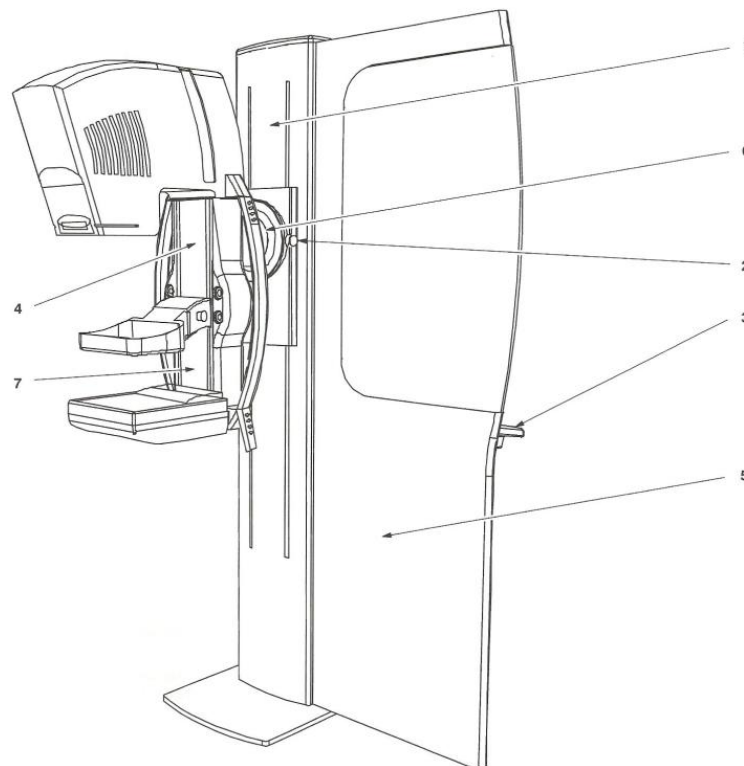
Atualmente, a utilização desta técnica rege-se pelas recomendações da Ata de Normas de Qualidade em Mamografia (Bushong, 1999).

## 4.2 Equipamento de Mamografia e Processo de Formação da Imagem

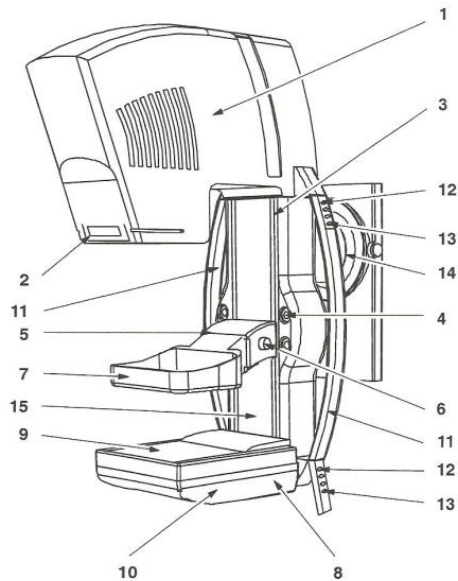
Considerado um exame anatómico, a sensibilidade e precisão da mamografia dependem principalmente da distinção estrutural e variação anatómica do tumor a partir do tecido mamário circundante (Yang, et al., 2007; Lin, et al., 2009). Como tal, este método necessita simultaneamente de uma baixa dose no tecido intramamário (que é extremamente sensível), grande contraste e boa resolução espacial (Al-Shamlan, et al., 2010; Bontrager, 1999; Lima, 2009; Sree, et al., 2010).

Existem uma série de fatores presentes no aparelho de mamografia que contribuem para a qualidade mamográfica, tais como tamanho do ponto focal, material do ânodo, filtro, seleção de kV e de mAs, escolha do filme, ecrãs intensificadores e compressão mamária. Outros fatores como o posicionamento, o processamento de imagem e a experiência do operador também contribuem para essa qualidade (Bontrager, 1999; Lima, 2009).

O mamógrafo (equipamento que permite efetuar a mamografia) é composto fundamentalmente por: ampola, sistema de filtragem, diafragma, compressor, grelhas antidifusoras, detetores, controlo automático de exposição, consola do operador e um gerador de alta tensão (Bushong, 1999).



**Figura 4.6:** Aspeto geral de um mamógrafo (GE Medical Systems, 2004). Legenda: 1 – Coluna; 2 – Botão de paragem em emergência; 3 – Consola do operador; 4 – Braço de exame; 5 – Protetor de radiação; 6 – Eixo de rotação; 7 – Luz de detecção de cassete.

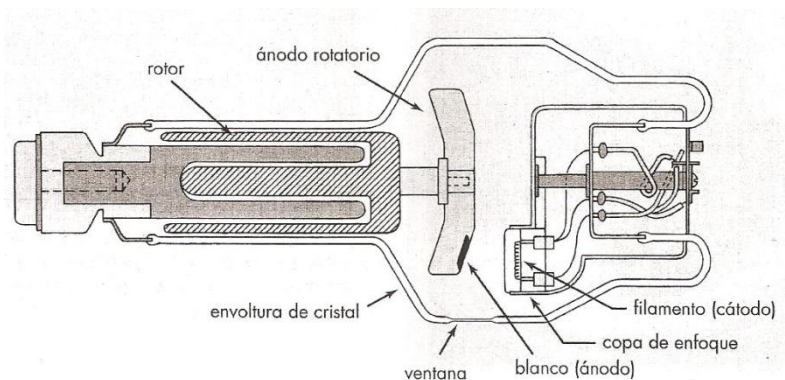


**Figura 4.7:** Pormenor do braço de exame (GE Medical Systems, 2004).

Legenda: 1 – Proteção da ampola e ampola; 2 – Diafragma; 3 – Guias e sistema de compressão; 4 – Buracos para adaptação de sistema de magnificação; 5 e 7 – Compressor; 6 – Ajuste manual da compressão; 8 – *Potter*; 9 – *Bucky*; 10 – Ajuste da câmara de ionização; 11 – Puxadores; 12 – Botões para subir, descer e angular o braço do exame; 13 – Botão para acender a luz de centragem; 14 – Rotação; 15 – Detetor de cassete.

- Ampola

Uma ampola é a componente que permite a produção de raios X. É constituída por um cátodo e um ânodo, colocados num tubo cujo interior se encontra em vácuo (de modo a proporcionar um bom isolamento elétrico) e envolvida por um revestimento de chumbo (para reduzir a radiação dispersa) cheio de óleo (para dissipar calor), apenas com uma janela por onde sai a radiação X. Num equipamento de mamografia, a janela deve ser uma fina camada de berílio ou de borosilicato (no caso do equipamento de mamografia) produzida (Bushong, 1999; Góis, 2011).

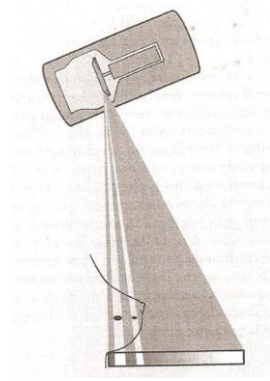


**Figura 4.8:** Componentes principais de uma ampola de raios X (Bushong, 1999).

O cátodo é um pequeno fio enrolado “tipo mola”, constituído por Tungsténio, devido ao facto deste possuir um elevado ponto de fusão, permitindo a produção de um elevado número de eletrões para colisão com o ânodo e suportar elevadas temperaturas (Góis, 2011; Prince, et al., 2006).

A corrente elétrica passa através do filamento, aquecendo-o devido à resistência elétrica e provocando a libertação de eletrões, num processo designado por emissão termoiónica (Bushong, 1999; Góis, 2011; Prince, et al., 2006). É de acordo com a corrente que é aplicada no cátodo que vai ser definido o número de eletrões que vão ser libertados. Através da diferença de potencial aplicada (seleccionando os kV) entre o cátodo (que possui uma tensão positiva) e o ânodo (que possui tensão negativa), os eletrões vão ser atraídos pelo ânodo e chocam com este. Como o cátodo se encontra envolto numa copa que se encontra carregada negativamente, os eletrões formam um feixe direcionado a um ponto focal situado no ânodo que na mamografia é de 0,3 e 0,1mm, sendo o de 0,3mm usado nos exames na técnica padrão e os de 0,1mm em incidências específicas de diagnóstico (Dimenstein, et al., 2002; Góis, 2011; Lima, 2009; Prince, et al., 2006). O ânodo de uma ampola de mamografia é rotativo e possui um certo grau de inclinação para permitir o direcionamento do feixe de radiação X. De modo a poder utilizar baixa energia sem ter de utilizar doses elevadas, os ânodos na mamografia podem ser de Tungsténio ou Molibdénio (quando possui uma “pista” de embate) ou de Molibdénio e Ródio (quando possui 2 “pistas de embate”), sendo os mais frequentes o de apenas Molibdénio ou de Molibdénio e Ródio. Quando atingem a ânodo, os eletrões vão interagir com os átomos que constituem o ânodo e vão produzir (ou não) radiação, sendo formada cerca de 1% de radiação X e 99% de energia térmica (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Góis, 2011; Prince, et al., 2006).

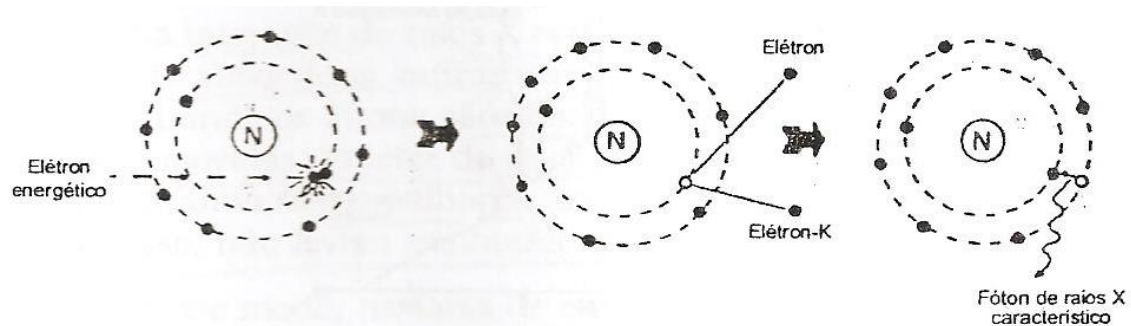
Num equipamento de mamografia, o cátodo deve-se encontrar situado próximo da parede torácica (ver figura 4.9) de maneira a compensar o facto da necessidade da intensidade da radiação ser superior junto à parede torácica, devido à forma cónica da mama, obtendo assim, uma exposição uniforme da mama (Bushong, 1999).



**Figura 4.9:** Inclinação de uma ampola de raios X num equipamento de mamografia (Bushong, 1999).

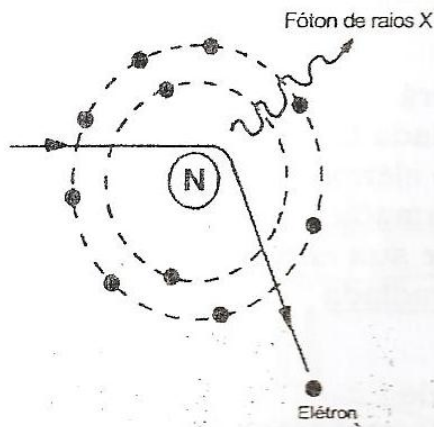
A radiação X produzida pode ser de dois tipos: radiação característica e radiação de travagem (ou de *Bremsstrahlung*).

A radiação característica ocorre quando os elétrons acelerados ao embaterem com os elétrons das camadas mais internas dos átomos do ânodo, promovem ionização ou excitação destes, removendo-os e tornando-o positivo. Posteriormente, a camada pertencente ao estado de energia onde se encontrava o elétron removido será preenchido por um elétron proveniente de uma camada mais externa, devido a transições eletrônicas com emissão de fótons, emitindo assim raios X característicos (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Góis, 2011). Se este “choque” ocorrer nas camadas mais externas será produzida energia térmica (Bushong, 1999).



**Figura 4.10:** Representação esquemática da formação de radiação característica (Dimenstein, et al., 2002).

A radiação de travagem ocorre quando um elétron passa nas proximidades do núcleo em que este vai agir sobre o elétron e provocar-lhe um desvio da sua direção original, dando-se assim uma perda de energia e uma desaceleração. Esta energia perdida pelo elétron é emitida sob a forma de fóton de radiação X (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Góis, 2011).



**Figura 4.11:** Representação esquemática da formação de radiação de travagem (Dimenstein, et al., 2002).

Ao contrário da maior parte dos exames radiológicos de diagnóstico, a mamografia tem a particularidade de utilizar praticamente apenas a radiação característica (Góis, 2011; Lima, 2009).

- Filtros

Seguidamente a radiação produzida irá ser filtrada, de modo a eliminar de forma seletiva os raios de baixa energia que só iriam degradar a imagem. Esta filtração pode ser inerente ou adicional. A filtração inerente é a filtração que ocorre quando o feixe de radiação atravessa os diversos elementos da ampola de raios X, nomeadamente a janela e o óleo de arrefecimento e só pode ser o equivalente a 0,1 mm de alumínio. A filtração adicional é espessura de alumínio necessária para reduzir a exposição ao feixe de radiação para metade em qualidades de radiação superiores a 30kV com um intervalo de incerteza de 5% e não deve ser superior ao equivalente a 0,5 mm de alumínio (Bushong, 1999; Góis, 2011). Quando se utiliza um ânodo de volfrâmio, o filtro deve ser de molibdénio para reduzir a radiação de travagem de alta energia; quando se usa um ânodo de molibdénio, o filtro deve ser de molibdénio de 0,3  $\mu\text{m}$  ou de ródio de 0,5  $\mu\text{m}$  de modo a fornecerem uma imagem com o espectro de emissão de radiação de travagem da maneira desejada; no caso de se utilizar um ânodo de ródio, deve ser aplicada uma filtração de 0,5  $\mu\text{m}$  de ródio, de modo a obter um feixe de raios X com elevada qualidade e maior poder de penetração. Esta combinação de ânodo e/ou filtro de ródio só é aplicado no caso de mamas mais volumosas em que é necessário maior poder de penetração da radiação e o melhor contraste de imagem numa mamografia é obtido pela combinação molibdénio no ânodo e molibdénio no filtro (Bushong, 1999; Lima, 2009).

- Diafragma

Após a radiação sofrer estas filtrações, o seu feixe será diafragmado de maneira a reduzir o tamanho do feixe da radiação X para a área em estudo. No caso da mamografia pode ser reduzido de maneira a obter uma imagem de 18x24cm ou de 24x30cm (Prince, et al., 2006).

- Compressão e Interação da Radiação com a Matéria

Seguidamente, a radiação está pronta para atravessar a estrutura em estudo, que neste caso é a mama. A radiação X ao chegar à mama vai interagir com ela vão ocorrer três coisas: alguns dos fótons são absorvidos pelos tecidos, outros vão sofrer dispersão (formam a radiação difusa que só degrada a qualidade da imagem) e outros ainda vão atravessar as estruturas sem sofrer qualquer alteração. São as absorções e dispersões, normalmente designadas por atenuações que nos dão a informação útil e permitem a formação da imagem (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Góis, 2011).

Nas interações dos fótons com os eletrões da estrutura podem ocorrer cinco tipos de interações: Efeito Fotoelétrico, Efeito *Compton*, Efeito de *Rayleigh-Thomson*, Produção de Pares e Fotodesintegração, sendo que os dois primeiros são os significativos na mamografia e por isso os únicos que irão ser abordados (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Góis, 2011).

O Efeito Fotoelétrico é o efeito mais importante na mamografia, porque é o que nos vai permitir distinguir as estruturas da mama que possuem número atómico muito próximo entre si e uma densidade muito semelhante (Bushong, 1999; Góis, 2011; Lima, 2009). Este efeito ocorre quando um fóton de raios X transfere toda a sua energia a um eletrão do átomo que compõe o tecido, provocando a sua ionização e libertação do eletrão. Este vai deslocar-se na matéria como um fotoeletrão, mas é rapidamente absorvido, dada que é um ião negativo. O átomo é novamente rearranjado e como consequência disso há libertação de energia sobre a forma de raios X característicos dos átomos ionizados. Este efeito ocorre mais facilmente com doses de radiação baixas, pelo que é o que ocorre na mamografia. O efeito de *Compton* é o responsável pela radiação dispersa. Neste efeito, um fóton incidente com uma energia relativamente alta atinge um eletrão livre da última camada dos átomos que formam os tecidos, e transfere alguma da sua energia para este, transformando-se num fóton de menor energia. O eletrão recebe, então, parte dessa energia e muda de direção, transformando-se assim em radiação dispersa (Dimenstein, et al., 2002).

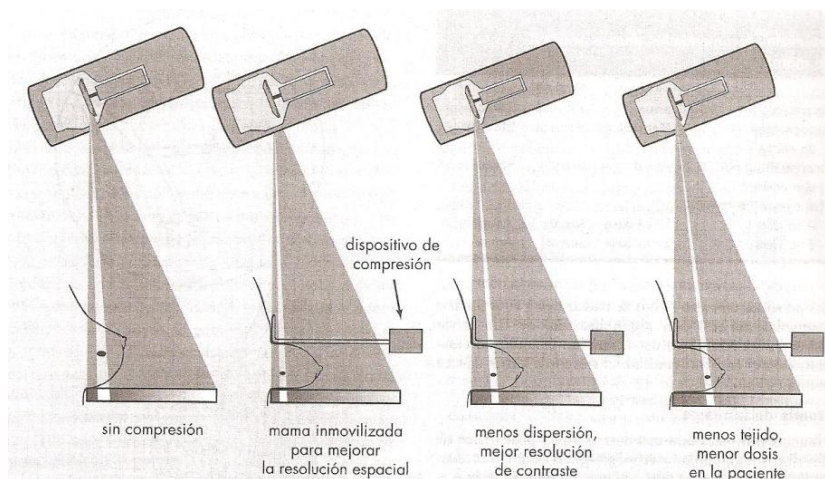
A probabilidade de ocorrer uma reação fotoelétrica depende de três fatores (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Góis, 2011):



- Do fóton incidente ter energia suficiente para superar a energia de ligação do elétron ao átomo;
- É necessário que a energia do fóton de raios X seja maior que a energia de ligação do elétron ao átomo, mas à medida que aumenta a energia, decresce a sua probabilidade de ocorrência;
- Os elementos com maior número atômico têm mais probabilidade de sofrerem interações fotoelétricas.

A probabilidade de ocorrer efeito *Compton* diminui com o aumento da energia do fóton, pelo que a probabilidade de um fóton de maior energia atravessar o corpo humano é maior que a de um fóton de baixa energia (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Góis, 2011).

Os equipamentos de mamografias são constituídos por um dispositivo de compressão radiotransparente usado para comprimir a mama. A compressão é controlada pelo técnico de radiologia e varia entre 11 a 18 Newton. Esta permite aumentar a visibilidade de detalhes na imagem, pois permite diminuir a espessura da mama e colocar as estruturas da mama o mais próximo possível do filme, melhorando deste modo a qualidade de imagem, devido à redução da dispersão, do movimento (fluo cinético), da ampliação de estruturas mamárias (fluo geométrico), da dose absorvida pela mama e da uniformidade da densidade ótica (Ballinger, et al., 2003; Bushong, 1999; GE Medical Systems, 2004).



**Figura 4.12:** Algumas vantagens do sistema de compressão (Bushong, 1999).

- Grelhas Antidifusoras

A radiação que sai da mama vai ser ainda novamente “filtrada” de modo a eliminar a radiação secundária que em nada contribui para a qualidade da imagem, através das grelhas antidifusoras. As grelhas antidifusoras são constituídas por septos de cobre separadas por um material de baixa atenuação (acrílico ou fibra de carbono), que se encontram inseridas entre a

mama e os detetores. As lâminas apresentam uma determinada angulação que é convergente com o ponto focal do ânodo, de maneira que a radiação primária (a que contém a informação das estruturas) possa atravessá-la de modo eficiente enquanto a radiação dispersa é atenuada (Bushong, 1999; Dimenstein, et al., 2002; Lima, 2009). Estas grelhas possuem movimento durante a exposição para diminuir os artefactos dos septos que criariam se fossem estacionárias.

- Detetores

Finalmente a radiação que não é absorvida pelos septos da grelha atingem os detetores. Existem dois tipos de mamografia: analógica (ou também chamada filme + ecrã intensificador) e digital.

Na mamografia analógica, o filme utilizado necessita de (Bushong, 1999; Lima, 2009):

- Ter um ótimo contraste de resposta, sendo por isso utilizado um filme com latitude pequena;
- Minimizar a degradação da resolução espacial, possuindo por isso emulsão única.

Para além do filme é utilizado um ecrã intensificador de terras raras, segundo a técnica filme + ecrã intensificador, de modo a obter eficiências de deteção superiores a 20%, permitindo a diminuição da dose de radiação (Bushong, 1999; Lima, 2009).

Na mamografia digital, há uma maior gama dinâmica, pois os detetores digitais permitem visualizar nas imagens, quer as zonas que ficariam subexpostas como as que ficariam sobreexpostas, o que com técnicas de processamento é possível melhor análise das imagens, escolhendo os níveis de janela e de base (Lima, 2009).

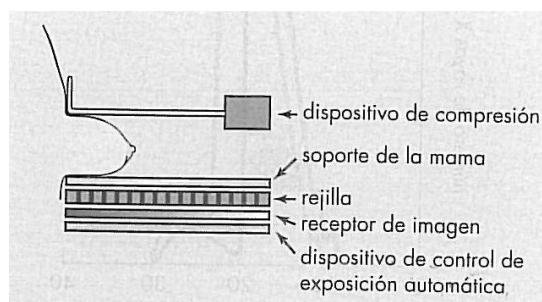
Os detetores digitais utilizados na mamografia são: radiografia computadorizada, radiologia digital direta e indireta, varrimento com colimadores de fenda e detetores CCD (dispositivo de acoplamento de carga) e digitalização do filme (Lima, 2009).

Na mamografia analógica, o dispositivo de gravação final da imagem é uma película enquanto na mamografia digital são gravações *media* (*pen*, *cd*, discos...). A mamografia digital tem uma elevada sensibilidade, ótima resolução de contraste, permite realçar e modificar as imagens sem necessidade de nova exposição e permite reduzir a dose de radiação até 50%, obtendo a mesma qualidade de imagem que a analógica, sendo por isso a melhor. A analógica, porém, possui elevada resolução espacial, mas a radiação não pode ser reduzida (Al-Shamlan, et al., 2010; Bontrager, 1999; Lima, 2009; Sree, et al., 2010).

Nos dois tipos, a distância entre o ponto focal e os detetores é de aproximadamente de 60 a 70 cm (Bontrager, 1999; Bushong, 1999; Lima, 2009).

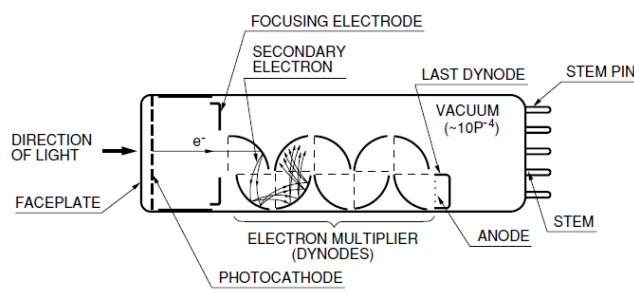
- Controlo automático de exposição

Em mamografia, estes sistemas são colocados por baixo dos detetores e têm como função medir a intensidade de radiação que chega aos detetores e a sua qualidade, de modo a criar as condições no feixe de radiação para se obter valores de densidade ótica consistentes no filme, para as diversas espessuras, densidades das estruturas e kV utilizados, minimizando a dose ao paciente (Bushong, 1999; Góis, 2011; Lima, 2009).



**Figura 4.13:** Posição relativa do controlo automático de exposição (Bushong, 1999).

O detetor utilizado no controlo automático de exposição na mama é um fotomultiplicador, que não é mais que um tubo de vácuo constituído por uma janela de entrada, um fotocátodo, os elétrodos de focagem, um multiplicador de eletrões e um ânodo (GE Medical Systems, 2004; Hamamatsu, 2013).

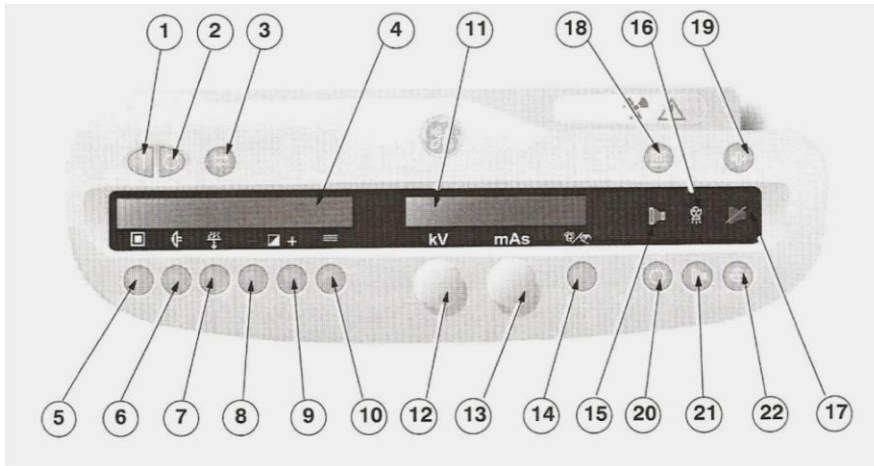


**Figura 4.14:** Constituintes de um fotomultiplicador (Hamamatsu, 2013).

Quando um fóton de luz atinge o fotomultiplicador, atravessa a janela de entrada e vai excitar os eletrões do fotocátodo, libertando-os no vácuo do tubo, onde vão ser acelerados e dirigidos em direção ao primeiro dínodo, através do elétrodos de focagem. Aqui, eles vão ser multiplicados pela emissão de eletrões secundários que será repetido a cada dínodo sucessivo até atingir o último, os quais serão recolhidos pelo ânodo. É consoante a quantidade destes eletrões que atingem o ânodo que será mantida ou cessada a emissão de radiação X para a obtenção da imagem com a qualidade necessária (Hamamatsu, 2013).

- Consola do operador

A consola permite controlar os valores de corrente e tensão a serem aplicados na ampola, de maneira a que os raios X produzidos tenham uma intensidade e poder de penetração da estrutura adequado. A intensidade dos raios X é medida em mAs (miliamperes por segundo) e o poder de penetração é medido em kVp (kilovolts pico) (Bushong, 1999).



**Figura 4.15:** Exemplo de uma consola de operador utilizado em mamografia (GE Medical Systems, 2004).

Legenda: 1 – Ligar; 2 – Desligar; 3 – Menu de programação; 4 – Visor de mensagens e seleções; 5 – Seleção do ponto focal; 6 – Seleção do ânodo; 7 – Seleção do filtro; 8 – Diminuição do controlo de densidade na película; 9 – Aumento do controlo da densidade na película; 10 – Seleção da combinação ecrã/película; 11 – Leitor dos kV e mAs selecionados; 12 – Seleção de kV; 13 – Seleção de mAs; 14 – Seleção de exposimetria automática, semi-automática ou manual; 15 – Lâmpada indicadora de preparação de exposição; 16 – Lâmpada indicadora de exposição; 17 – Lâmpada indicadora de exposimetria desativada; 18 – Acionamento da luz de centragem; 19 – Botão indicador de exposição interrompida e *reset*; 20 – Preparação de emissão de radiação; 21 – Botão de exposição; 22 – Botão para aliviar a compressão.

- Gerador de alta tensão

O gerador de alta tensão é do tipo monofásico e permite estabilizar e aumentar a tensão de entrada da corrente elétrica (Bushong, 1999).

### 4.3 Vantagens da Mamografia

A mamografia apresenta múltiplas vantagens, das quais se destacam:

- Ser o método mais amplamente utilizado no rastreio de mulheres assintomáticas a partir dos 40/45 anos para uma deteção precoce de cancro de mama; (Acharya, et al., 2012; Amorim, 2007; Boquete, et al., 2012; Damjnov,

2000; Eltoukh, et al., 2010; Ivanescu, et al., 2010; Kennedy, et al., 2008; Nagi, et al., 2010; Tahmasbi, et al., 2011; Wishart, et al., 2010)

- Permitir encontrar cancro de mama em estadios iniciais, mesmo antes de poderem ser detetados em exame clínico (deteta tumores com 0,5 cm que para serem palpados têm de ter 2 a 2,5 cm de diâmetro) (Acharya, et al., 2012; Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Eltoukh, et al., 2010; Nagi, et al., 2010; Tahmasbi, et al., 2011);
- Permitir uma redução da mortalidade por cancro de mama em 30 a 70% (Brodersen, et al., 2010; Tahmasbi, et al., 2011);
- Fornecer uma imagem anatómica da mama, com bastante distinção estrutural (Amorim, 2007; Damjnov, 2000; Yang, et al., 2007);
- Ter a capacidade de observar detalhadamente o interior da mama, possuindo nitidez das margens e dos tecidos moles (Bontrager, 1999);
- Ser um método de imagem barato e fiável (Arabi, et al., 2010; Boquete, et al., 2012; Sree, et al., 2010);
- Permitir tratamentos menos agressivos, devido à capacidade de encontrar o cancro numa fase precoce (Brodersen, et al., 2010);
- Possuir uma sensibilidade entre 75% a 90% e um valor preditivo positivo de apenas 25%, na população em geral. Segundo *Carney et al.*, citado por *Sree* a mamografia apresenta uma sensibilidade de 87% e uma especificidade de 96,9% nas mamas com mais gordura, ou seja, nas pessoas com mais idade (Kennedy, et al., 2008; Sree, et al., 2010);
- Apesar de utilizar radiação X, a dose de radiação utilizada é tão baixa que mesmo que possa induzir um caso de cancro de mama por um milhão de mulheres examinadas, justifica o seu uso (Amorim, 2007; Brodersen, et al., 2010; Damjnov, 2000);
- Ser uma modalidade diagnóstica útil na diferenciação entre massas mamárias malignas e benignas (Kumar, et al., 1994).

#### **4.4 Desvantagens Mamografia**

Porém, esta técnica de imagem apresenta algumas limitações e desvantagens:

- Desconforto do paciente associado à compressão do tecido mamário (Arabi, et al., 2010; Kapoor, et al., 2010; Lin, et al., 2009);

- Exposição da paciente à radiação ionizante (Arabi, et al., 2010; Boquete, et al., 2012; Kapoor, et al., 2010; Kennedy, et al., 2008; Kontos, et al., 2011; Lin, et al., 2009). Segundo o Doutor *Chakraborti*, citado por *Arabi* e *Suji*, cada vez que a mama é exposta a um raio-X, o risco de cancro da mama aumenta cerca de 2%, principalmente em mamas pré-menopausa (Arabi, et al., 2010);
- Elevado número de leituras falso-positivas (Boquete, et al., 2012; Ivanescu, et al., 2010; Lin, et al., 2009; Nagi, et al., 2010; Plotnikoff, et al., 2009) e falsos-negativos (ambos até 30%) (Boquete, et al., 2012; Sree, et al., 2010);
- Apenas fornecer informações sobre a estrutura anatómica, faltando a informação funcional que normalmente ocorre antes da variação estrutural e por isso, apenas confirma a doença quando ela já está presente (Ivanescu, et al., 2010; Lin, et al., 2009);
- Dependem principalmente da distinção estrutural e variação anatómica do tumor em relação ao tecido mamário circundante (Eltoukh, et al., 2010; Lin, et al., 2009);
- Ser pouco eficaz em mamas fibrocísticas, com terapia de estrogénio ou com implantes mamários (Acharya, et al., 2012; Agostini, et al., 2006; Boquete, et al., 2012; Kapoor, et al., 2010; Kennedy, et al., 2008; Kontos, et al., 2011);
- Ser menos eficaz na deteção de cancro de mama em mulheres mais jovens (com menos de 40 anos), devido à sua densidade mamária (Agostini, et al., 2006; Boquete, et al., 2012; Kennedy, et al., 2008; Kontos, et al., 2011; Sree, et al., 2010; Wishart, et al., 2010). Um estudo efetuado pela *American Society of Cancer* em que classificou a densidade mamária em 4 categorias (em que o grau I era o tecido mamário menos denso e o grau IV o mais denso) demonstrou que para mamas mais densas (grau IV) a taxa de deteção era apenas 55%, enquanto para mamas menos densas (grau II) era 83%, ou seja à medida que a densidade do tecido mamário aumentava, a capacidade da mamografia detetar anomalias ia reduzindo (Kennedy, et al., 2008);
- As mulheres com mutações nos genes BRCA 1 e BRCA 2, por si só, já têm um risco acrescido de desenvolver cancro de mama, pois estes genes são responsáveis pelas correções das mutações no DNA. Porém, a radiação ionizante pode provocar mutações no DNA de uma célula que não irá ser

corrigida e conseqüentemente poderá ser maior o risco de desenvolver um cancro de mama (Kennedy, et al., 2008);

- Apesar de não estar provado, há alguns estudos que indicam que, dependendo da localização do tumor, há um risco de ruptura do seu encapsulamento devido à compressão, podendo libertar as células malignas na corrente sanguínea (Kennedy, et al., 2008);
- A leitura das mamografias é difícil e requer bastante treino e experiência por parte dos médicos radiologistas (Eltoukh, et al., 2010; Nagi, et al., 2010; Tahmasbi, et al., 2011). Segundo *Bird* citado por *Nagi* a sensibilidade estimada para que os radiologistas detetem o cancro de mama é apenas 75%. Esta desvantagem tem sido diminuída principalmente com dupla leitura e, por vezes, recorrendo ao uso de sistemas de deteção automática (sistema CAD) (Nagi, et al., 2010; Tahmasbi, et al., 2011).

## Capítulo 5

# Trabalho Experimental

### 5.1 Breve Introdução e Objetivo do Estudo

O trabalho experimental tinha por base a obtenção de uma base de dados de utentes que tivessem mamografia recente e permitissem a aquisição dos termogramas para comparação dos resultados entre elas. Esta base de dados tinha de ser suficientemente grande que permitisse inferir alguma conclusão sobre a possibilidade de aplicar a termografia como um complemento da mamografia no rastreio de cancro de mama.

Após a obtenção dos resultados (classificações da termografia e da mamografia), estes foram comparadas e identificados os casos de verdadeiros-positivos (utentes com lesões malignas corretamente identificadas como lesões malignas), falsos-positivos (utentes saudáveis ou com lesões benignas incorretamente identificados como tendo lesões malignas), verdadeiros negativos (utentes saudáveis ou com lesões benignas corretamente identificadas como possuidoras de lesões benignas ou ausência de qualquer lesão) e falsos negativos (utentes com lesões malignas incorretamente identificadas como lesões benignas ou sem lesões), tendo por base a classificação da mamografia.

Foram calculados os valores de sensibilidade (probabilidade do teste identificar corretamente a utente com doença quando de facto ela tem a doença) e de especificidade (probabilidade do teste identificar corretamente uma pessoa que não tem doença quando de facto não tem) da termografia, recorrendo ao uso das fórmulas:

$$\text{Sensibilidade} = \frac{\text{número de verdadeiros positivos}}{\text{número de verdadeiros positivos} + \text{número de falsos negativos}} \quad (5.1)$$

$$\text{Especificidade} = \frac{\text{Número de verdadeiros negativos}}{\text{número de verdadeiros negativos} + \text{numero de falsos positivos}} \quad (5.2)$$

Por último, com a ajuda de um médico Radiologista, foram analisados os falsos-positivos e falsos-negativos e considerados como falsos-negativos apenas os casos que as utentes



necessitaram de tratamento e falsos-positivos as utentes que não possuíam nenhuma lesão. Foi novamente calculada a sensibilidade e especificidade para esta nova análise.

## 5.2 Estado da Arte

Existem vários trabalhos realizados sobre a aplicação das imagens termográficas na deteção precoce de cancro de mama e sobre a possibilidade de ser um meio complementar da mamografia.

As primeiras imagens termográficas da mama foram efetuadas por *Lawson*, quando este verificou que na área do tumor, o sangue venoso drenado era, na maior parte das vezes, mais quente que o sangue arterial (facto que nem todos os investigadores verificaram, colocando o seu estudo em causa) (Tang, et al., 2005; Umadevi, et al., 2009; Ng, 2009).

### 5.2.1 Aplicação da Termografia Isoladamente na Deteção de Cancro de Mama

Em 1961, *Williams* e *Handley* referiam a possibilidade de detetar cancro de mama numa imagem adquirida em apenas alguns minutos, uma vez que a temperatura neste local aumentava em cerca de  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ . Esta teoria foi suportada mais tarde por estudos de *Pariski* e *Aurora*, que referiam que a termografia seria um procedimento não-invasivo que poderia complementar a mamografia e a ecografia, ajudando a esclarecer se uma lesão detetada nestas técnicas seria benigna ou maligna, com uma sensibilidade de 97% (Boquete, et al., 2012).

Em 2005, *Ng* realizou um estudo em que analisava as imagens termográficas recorrendo ao uso de métodos Bioestatísticos e Redes Neurais Artificiais. As técnicas usadas eram Regressão Linear, Rede de Função de Base Radial (RBFN) e um Recetor das Características Operacionais (ROC). Demonstrou que estas técnicas permitiam obter resultados com uma precisão de 80,95%, uma sensibilidade de 81,2% e uma especificidade de 88,2%, pelo que a termografia era ótima como ferramenta auxiliar da mamografia na deteção de cancro de mama (Ng, et al., 2005). Também neste ano, *Tang* e *Ding* efetuaram um estudo que tinha por base a análise da assimetria nos termogramas, recorrendo à segmentação da imagem adquirida com um conjunto de operadores – erosão, dilatação, abertura, fecho, *top-hat* e outras transformações de derivadas. Chegaram à conclusão que era possível observar taxas de variação de temperatura extremamente elevadas bilateralmente e uma assimetria mais proeminente indicava uma anomalia na mama (Tang, et al., 2005).

Em 2007, *Yang* realizou um estudo onde pretendia verificar qual a diferença de temperatura entre as duas mamas considerada normal. Verificou que em casos saudáveis, a temperatura média da mama esquerda era cerca de  $0,3^{\circ}\text{C}$  superior à da direita e que quando

representadas num gráfico, estas apresentavam uma distribuição normal da temperatura. Quando a diferença de temperatura entre as duas mamas era superior a 0,5°C, era necessário exames adicionais, pois esta diferença sugeria a existência de patologia e, nestes casos, a distribuição das temperaturas estão desviadas (Yang, et al., 2007).

Em 2008, *Houde Dai* recolheu imagens termográficas às quais aplicou a tecnologia ITE (*Inside Thermal Estimations*) para as processar, obtendo um mapeamento térmico do interior da mama. Calculou os parâmetros de temperatura neles expostos, recorrendo ao método dos elementos finitos. Concluiu que esta tecnologia pode ser aplicada com segurança num rastreio de cancro de mama, sem que haja falsos-negativos e mesmo nos casos duvidosos (cerca de 25%), em 8% confirmou-se haver algum tipo de lesão. (Dai, et al., 2008).

Também em 2008, houve um estudo feito por *Ng* em Singapura no qual estabeleceu a influência de determinados fatores (tais como posicionamento, escala de cores atribuídas às temperaturas incluídas na imagem, uniformidade do *display*, formas de leitura, entre outros) nas imagens, de modo a diminuir potenciais erros de interpretação das imagens. Verificou que com o auxílio de máscaras existentes nos *softwares* era possível estabelecer um conjunto de imagens como imagens padrão para depois serem comparadas com as imagens adquiridas. Assim, muitas variáveis subjetivas da análise poderiam ser removidas ou reduzidas, obtendo uma interpretação da imagem mais fiável e uniforme (Ng, 2009).

Ainda nesse ano, um outro estudo efetuado por *Ng* e *Kee* pretendeu verificar a eficácia do uso de redes neuronais (em função de base radial) e métodos bioestatísticos (regressão linear e análise ROC) na análise dos termogramas. Verificaram que esta técnica fornecia resultados com uma taxa de exatidão de 80,95%, uma sensibilidade de 100% e uma especificidade de 70,6% na deteção do cancro de mama (Ng, et al., 2008).

Em 2010, *Damnjanović* verificou que a termografia pode ajudar no diagnóstico precoce e planificação do tratamento quer no cancro de mama quer noutras patologias mamárias (tais como, doença fibrocística, infeção ou doenças vasculares), recorrendo ao uso do *software SnapViewPro Version 2.1* (Damnjanović, et al., 2010).

### **5.2.2 Aplicação da Termografia como Meio Complementar da Mamografia na Deteção Precoce de Cancro de Mama**

Outros estudos efetuados por *Gautherie* em 1983 e *Keiserlingket* em 1998 citados por *Y.* e *Ng* referem que a termografia pode permitir um diagnóstico de cancro de mama até 10 anos antes da mamografia, mas tal, até hoje ainda não está provado, pois existem inconsistências no diagnóstico dos termogramas (Tang, et al., 2005; Ng, 2009). Esta inconsistência deve-se à

qualidade dos sensores da câmara e, principalmente à falta de existência de um critério que permita avaliar a imagem adquirida, pelo que é frequente, em estudos mais recentes a incorporação de ferramentas analíticas, tais como os métodos bioestatísticos e redes neurais artificiais para se conseguir uma análise mais objetiva que permita melhorar a interpretação de imagens térmicas e obter maior exatidão no diagnóstico (Boquete, et al., 2012; Ng, 2009).

O estudo realizado em 1998 por *Keyserlingk* refere que o tamanho que um tumor necessita de ter para ser observado na termografia mamária era menor que numa mamografia (12,8mm e 16,6mm, respetivamente) e que a sensibilidade de um carcinoma ductal ser detetado em exame clínico era 61%, por mamografia isolada 66%, e por termografia isolada 83%. No entanto, se fosse efetuado exame clínico e mamografia a sua sensibilidade aumentava para 85%; se fossem combinadas as mamografias suspeitas com a termografia, a sua sensibilidade era de 95%; e a utilização simultânea dos três métodos a sensibilidade era 98%. Posto isto, definiu que a mamografia e a termografia eram complementares e, quando usadas isoladamente eram insuficientes (Ng, 2009).

*Kennedy* em 2009 mostrou que a mamografia, a ecografia e a termografia combinadas aumentavam não só a sensibilidade de deteção, como a especificidade (Boquete, et al., 2012).

Em 2010, *Jane Wang*, fez um estudo preliminar para avaliar a capacidade da termografia detetar cancro de mama, recorrendo a um modelo interpretativo derivado de um modelo *scoring* e a um grupo de 276 mulheres com idades compreendidas entre os 17 e os 81 anos, que tinham achados suspeitos na mamografia e/ou ecografia e, por isso, indicação para fazer biópsia. Com um modelo de regressão multivariado ajustado à idade, verificou a existência de uma associação entre a malignidade e valores de infravermelhos mais acentuados. No entanto, a sua fidelidade era maior se a leitura da imagem termográfica fosse efetuada a seguir à leitura da mamografia e/ou ecografia, pelo que a imagem por termografia apenas apresenta um papel clínico significativo como complemento das 2 técnicas referidas, permitindo ajudar a tomar decisões quando estas revelarem resultados ambíguos (Wang, et al., 2010).

Em 2011, *Moghbel* e *Mashohor* realizaram um estudo de análise de imagens de Termografia Mamária através de diferentes sistemas de CAD (Computer Assisted Detection/Diagnosis) e verificaram que o que tinha maior precisão era o *Fuzzy Adaptive Learning Control Network-Another Adaptive Resonance Theory*, com 90%. Também indicaram que 44% das utentes com termogramas anormais viriam a desenvolver cancro de mama em 5 anos e que em 70% este seria detetado 1 ano após a mamografia. Porém a combinação da mamografia com a termografia fornecia uma taxa de deteção de 95% (Moghbel, et al., 2011).

Assim, dada a inconsistência dos resultados, a termografia continua até hoje a não ser adotada como método de rastreio de cancro de mama.

### **5.3 Participantes no Estudo**

Para a aquisição das imagens termográficas, bem como acesso aos resultados das mamografias de rastreio das utentes que aceitariam participar no estudo, foi pedida autorização ao Excelentíssimo Presidente do Núcleo Regional do Norte da Liga Portuguesa Contra o Cancro, para que esta pudesse ocorrer na unidade fixa desta Instituição, autorização essa que me foi concedida.

O estudo foi efetuado com cento e cinquenta e uma utentes voluntárias que participavam no Programa de Rastreio de Cancro da Mama desta Instituição, com idades compreendidas entre os 45 e os 69 anos.

Inicialmente foi feita uma breve abordagem ao grupo de mulheres que se encontravam na sala de espera para efetuar o rastreio na unidade fixa, ou para realizarem uma denominada consulta de aferição (consulta que é efetuada a utentes que fizeram mamografia de rastreio nas 2 ou 3 semanas anteriores mas é necessária a realização de exames adicionais para um diagnóstico conclusivo) explicando em que consistia a termografia mamária de modo a conseguir voluntárias. Foi-lhes explicado que a aquisição das imagens termográficas teria de ser efetuado antes da realização do exame mamográfico de rastreio ou da consulta de aferição, pois a compressão associada à mamografia iria falsear os resultados, uma vez que iria haver um aumento de aporte sanguíneo à área da mama após a sua compressão. Para além disso, foi também referido que as participantes tinham que se ter absterido de fumar, beber álcool, fazer exercício vigoroso na hora antecedente à aquisição da imagem e de aplicar loções na zona da mama nas 4 horas que antecederam a termografia mamária.

As utentes que se voluntariaram para participar no estudo foram encaminhadas para uma cabine onde se despiam da cintura para cima e vestiam apenas uma leve bata, de modo a estarem mais confortáveis e, seguidamente eram encaminhadas para a sala onde iriam ser adquiridas as imagens termográficas. Nesta sala era-lhes explicado em pormenor em que consistia a termografia e o estudo, como funcionava e o que se esperava da sua colaboração, com a ajuda de um panfleto que se encontra no anexo III. Quando as utentes continuavam interessadas em participar no estudo assinavam o termo de consentimento informado, conforme anexo IV.

### 5.3.1 Aquisição, Tratamento e Avaliação das Imagens Termográficas

Tendo em conta os requisitos especificados na secção 3.3, a sala onde iria ocorrer a aquisição tinha uma temperatura controlada entre os 19°C e 23°C com a ajuda de um termómetro e uma humidade relativa de aproximadamente 62%. Neste local, teve o cuidado de verificar-se que todas as janelas estavam fechadas, com as cortinas corridas, para evitar que qualquer radiação infravermelha proveniente do exterior entrasse na sala e as portas igualmente fechadas para prevenir qualquer fluxo de ar.

Para a aquisição dos termogramas foi utilizada a câmara FLIR T-365, cujas características se enquadram nas especificadas como requisito para termografia mamária referido na secção 3.3 e podem se consultadas no anexo V.



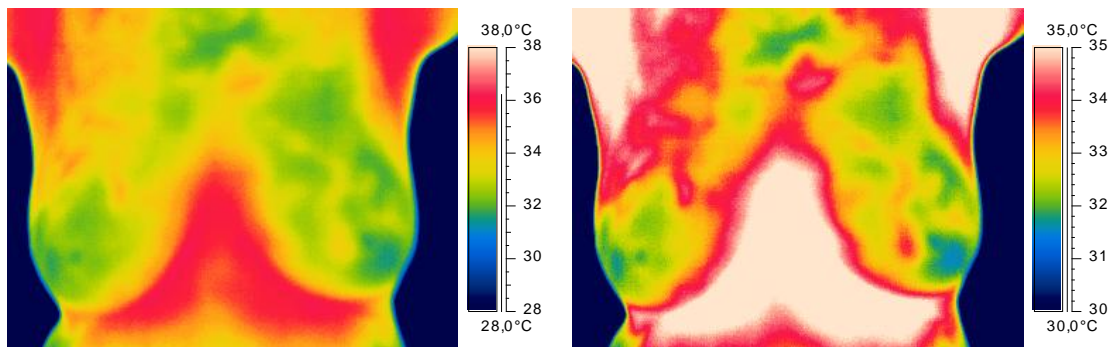
**Figura 5.1:** Câmara FLIR T-365<sup>®</sup> utilizada na aquisição dos termogramas.

Durante a explicação pormenorizada na sala de aquisição, decorria o tempo necessário para que a área mamária atingisse o equilíbrio térmico (cerca de 10 a 15 minutos), como diz na referida secção.

Após este tempo, a utente retirava a bata e sentava-se em posição ereta num banco, perto de uma parede branca, a cerca de 1 metro da câmara, com os membros superiores elevados acima da cabeça. Foram adquiridos termogramas em 3 posições: uma de face e duas com uma rotação do corpo da linha média de cerca de 45° (oblíqua direita e oblíqua esquerda) e todas com os membros superiores elevados acima da cabeça.

As imagens adquiridas (termogramas mamários) são imagens coloridas, representadas numa matriz bidimensional, em que cada *pixel* representa a medição da temperatura na superfície da mama.

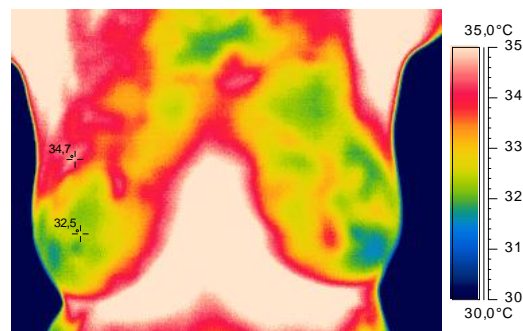
Após a aquisição, os termogramas foram tratados com o programa da FLIR *ThermaCAM Researcher Professional 2.1*<sup>®</sup>, e exibidas na paleta *rain900* com escalas onde a temperatura variava 10 °C e 5 °C.



**Figura 5.2:** O mesmo termograma com uma escala de variação de 10°C e 5°C, respetivamente.

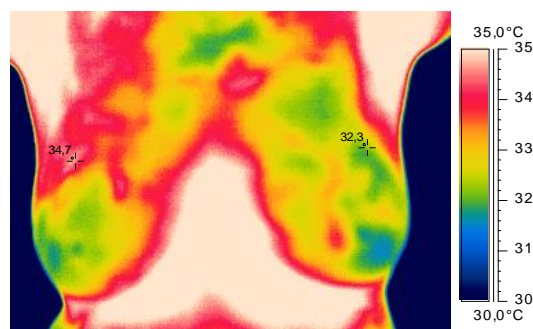
Para cada utente, foram identificados os possíveis locais de lesões onde havia temperatura superior e identificado o valor máximo registado nessa área. Seguidamente foram verificadas quais as diferenças de temperatura entre:

- O ponto mais quente da possível lesão e a segunda área mais fria (já que como referido na secção 3, a mais fria era a área mamilar e esta não contava) da própria mama, a qual se denominou  $\Delta T1$ ;



**Figura 5.3:** Possível lesão no QSE da mama direita e identificação dos valores de temperatura para  $\Delta T1$ .

- O mesmo ponto e o mesmo local na mama contra-lateral (efeito espelho), denominado  $\Delta T2$ .



**Figura 5.4:** Possível lesão no QSE da mama direita e identificação dos valores de temperatura para o cálculo de  $\Delta T2$ .

Como é possível verificar no anexo VII as diferenças eram muito variáveis e haviam lesões que depois se verificaram ser benignas que apresentavam diferenças de temperatura elevadas e lesões que se comprovaram ser malignas que mostravam diferenças de temperatura muito baixas e após várias tentativas, utilizou-se a escala que melhor poderia classificar as lesões:

- IR1 – quando a diferença de temperatura é igual ou inferior a 1 e correspondia a ausência de lesões ou presença de lesões benignas;
- IR2 – quando a diferença de temperatura é superior a 1, mas igual ou inferior a 1,5 e correspondia a presença de lesões duvidosas, com potencial de malignidade;
- IR3 – quando a diferença de temperatura é superior a 1,5 e correspondia a lesões malignas.

Após esta análise foi realizada outra comparação, cruzando estas duas análises  $\Delta T1$  e  $\Delta T2$  e classificando novamente o resultado final do seguinte modo:

- Quando, pelo menos uma das variações da temperatura tinha classificação IR1, a classificação final era IR1;
- Quando ambas eram IR2, a classificação final era IR2;
- Quando uma era IR2 e a outra IR3, a classificação final era IR2;
- Quando ambas eram IR3, a classificação final era IR3.

A esta nova análise chamou-se  $\Delta T3$ .

Antes da interpretação dos resultados dos termogramas, não houve acesso aos resultados da mamografia de rastreio e as utentes nunca tiveram acesso ao resultado dos termogramas adquiridos.

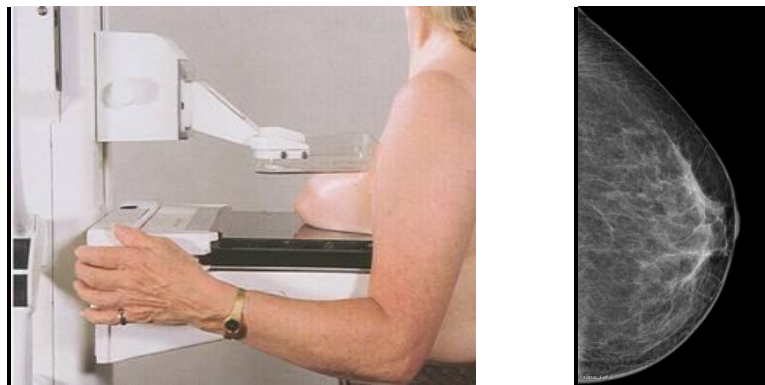
### 5.3.2 Aquisição, Tratamento e Avaliação das Imagens Mamográficas

As mamografias foram adquiridas com equipamentos da GE<sup>®</sup> (*General Electric*) de diferentes modelos, em diferentes unidades de rastreio (umas móveis e outras fixas), consoante a unidade que está afeta à área de residência da mulher no âmbito do Programa de Rastreio da Liga Portuguesa Contra o Cancro do Núcleo Regional do Norte.

A mamografia de rastreio é efetuada adquirindo duas projeções de base para cada mama a que chamamos incidências: incidência Crânio-Caudal (CC) e incidência Oblíqua Médio-Lateral (OML) (Ballinger, et al., 2003; Bontrager, 1999; Sree, et al., 2010).

A paciente quando entra na sala de exame para realizar uma mamografia de rastreio deve encontrar-se despida da cintura para cima.

Na incidência CC, a paciente encontra-se em ortostatismo, com os membros superiores relaxados ao longo do corpo. A mama é elevada de modo a fazer um ângulo de 90° com a parede torácica e a posicionar-se sobre o *Potter*, estando este colocado ao nível do sulco infra mamário. A mama é então puxada para a frente, ficando o mamilo de perfil e a mama no centro do *Potter*. Seguidamente é efetuada a compressão uniformizando o tecido mamário e desfazendo possíveis pregas cutâneas. Por último, a cabeça da paciente roda-se para o lado contrário ao que estamos a radiografar e ombro do lado radiografado é projetado para fora da imagem (Ballinger, et al., 2003; Bontrager, 1999).



**Figura 5.5:** Posicionamento para a incidência crânio-caudal e imagem adquirida (Ballinger, et al., 2003).

Na incidência OML, a ampola e o *Potter* são angulados a cerca de 60° com a vertical ou 30° com a horizontal e é ajustada a altura de forma que o topo do *Bucky* se encontre ao nível da axila. A paciente, em ortostatismo, deve estar virada para a frente como na incidência CC, embora rode levemente o tórax para que a mama contra-lateral não interfira com o feixe de raios X. O membro superior do lado a radiografar deve ser colocado para a frente e apoiado sobre o *Potter*, com uma flexão do cotovelo a cerca de 90°. A mama é, então tracionada anterior e medialmente, juntamente com o músculo peitoral, afastando-o da parede torácica, ficando o mamilo corretamente posicionado de perfil. Seguidamente é aplicada a compressão com o cuidado de ir desfazendo qualquer prega cutânea, e o bordo superior do compressor deve repousar sobre a clavícula e o inferior abranger o sulco inframamário (Ballinger, et al., 2003; Bontrager, 1999).



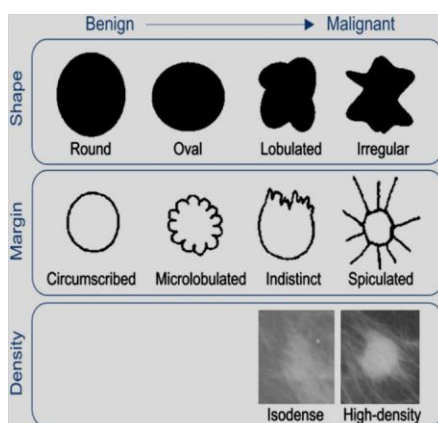


**Figura 5.6:** Posicionamento para a incidência Obliqua Médio-Lateral (Ballinger, et al., 2003).

Na mamografia distingue-se basicamente quatro níveis de intensidade: tecido fundo, gordura, parênquima mamário e calcificações com crescente intensidade (Al-Shamlan, et al., 2010).

As imagens adquiridas são digitais, onde cada *pixel* representa a radiação que atingiu o detector, após a atenuação dos tecidos mamários. Seguidamente foram processadas com *software* da *Fujifilm*<sup>®</sup> *FCR – Fuji Computed Radiography* e enviadas por *pen* para a estação de leitura onde são lidas por dois médicos radiologistas (dupla leitura).

Numa análise de uma mamografia procuram-se anomalias na arquitetura da mama, nomeadamente agrupamentos de microcalcificações, massas (lesões que ocupam espaço e são visíveis nas duas incidências) e distorções de arquitetura (Al-Shamlan, et al., 2010; Chagas, et al., 2008; Damjnov, 2000; Eltoukh, et al., 2010; Tahmasbi, et al., 2011). As características das lesões que permitem inferir se são benignas ou malignas estão na figura 5.7.



**Figura 5.7:** Distinção entre os diferentes tipos de lesões da mama relativamente à benignidade e malignidade, nomeadamente no formato da massa, suas margens e densidade (Tahmasbi, et al., 2011).

Esta análise foi efetuada por dois radiologistas e classificadas segundo a classificação de Marselha (ver tabela 5.1).

**Tabela 5.1:** Classificação de Marselha (Perry, et al., 2006).

Classificação	Descrição
<b>R1</b>	Negativo
<b>R2</b>	Achados benignos;
<b>R3</b>	Achados provavelmente benignos, mas de significado indeterminado;
<b>R4</b>	Achado com suspeito de malignidade;
<b>R5</b>	Características malignidade.

Neste estudo, foram consideradas como lesões benignas, as mamografias com classificação R1, R2 e R3 que após exames complementares foram confirmadas como lesões benignas; como lesões duvidosas, as mamografias com R3 e R4, em que as lesões, após a realização de exames complementares, ficaram em controlo mais apertado de 6 ou 12 meses; e como lesões malignas as mamografias classificadas como R3, R4 ou R5, cujas utentes possuíam lesões que necessitaram de tratamento.

#### 5.4 Resultados e Discussão

Ao analisar apenas as imagens da termografia, sem medições dos valores da temperatura, das 151 utentes que participaram no estudo:

- 28 Uteses tinham aparentemente lesões bilaterais na termografia;
- 39 Não teriam nenhuma lesão em qualquer das mamas ou lesões benignas que não provocavam aumento de temperatura;
- 84 Teriam lesão em apenas uma das mamas.

Assim, teremos um total de 179 casos/mamas em análise ( $28 \times 2 + 39 + 84$ ).

Das 140 casos/mamas ( $28 \times 2 + 84$ ) que aparentemente possuíam alguma lesão e de acordo com a escala para a variação da temperatura na mama que apresentava essa lesão ( $\Delta T1$ ), houve 74 lesões classificadas como IR3 (malignas), 40 como IR2 (suspeitas) e 26 foram classificadas com IR1 (lesão benigna). As 39 que não aparentavam ter nenhuma lesão foram também classificadas como IR1, obtendo um total de 65 casos com IR1.

Ao comparar a temperatura da área da lesão com a mesma área no lado contra-lateral ( $\Delta T2$ ), verificou-se que havia uma diminuição do número de lesões supostamente malignas (IR3) – 22, bem como das lesões classificadas como IR2 – 30, aumentando assim o número de casos em que as lesões eram benignas ou não existia qualquer tipo de lesão identificável (127 classificadas como IR1).

No entanto, se se considerasse que apenas existia lesões suspeitas ou malignas quando havia diferenças de temperatura superiores a 1 na própria mama e em relação à área

equivalente na mama contra-lateral ( $\Delta T3$ ), o número ainda diminuía mais – 18 IR3, mas o número de casos suspeitos mantinha-se equivalente ao número verificado em  $\Delta T2$  (ver tabela 5.2).

**Tabela 5.2:** Resultados da classificação da escala IR dos 179 casos.

Diferença de temperatura	Casos com classificação IR 1		Casos com classificação IR 2		Casos com classificação IR 3	
	Número	Percentagem	Número	Percentagem	Número	Percentagem
Na mama com lesão ( $\Delta T1$ )	65	36,31	40	22,35	74	41,34
Na mama contra-lateral ( $\Delta T2$ )	127	70,95	30	16,76	22	12,29
Na mama com lesão e contra-lateral ( $\Delta T3$ )	131	73,18	30	16,76	18	10,06

Assim, considerou-se um “resultado positivo” as mamas classificadas com IR2 e IR3.

Na mamografia foram obtidos na mama direita, 3 utentes com classificação R1, 85 com classificação R2, 59 com R3, 2 com R4 e 2 com R5. À esquerda, foram 4 com R1, 80 com R2, 60 com R3, 6 com R4 e 1 com R5 (ver tabela 5.3). Verificou-se que 25 utentes foram identificadas com lesões bilaterais das quais grande parte se veio a verificar que eram benignas.

**Tabela 5.3:** Distribuição das utentes de acordo com a classificação de Marselha.

Classificação	Mama Direita	Mama Esquerda
<b>R1</b>	3	4
<b>R2</b>	85	80
<b>R3</b>	59	60
<b>R4</b>	2	6
<b>R5</b>	2	1

Após consulta de aferição constatou-se que as lesões eram benignas ou não tinham qualquer lesão em 107 utentes, em 6 havia lesão duvidosa que necessitava de controlo ao fim de 6 meses por serem lesões ainda mais suspeitas, 22 com lesões para controlar ao fim de 12 meses por parecerem ser benignas mas sem confirmação e 16 necessitaram de tratamento hospitalar pois eram lesões malignas (ver anexo VI).

Assim, considerou-se como “resultado positivo” a existência de lesões que foi necessário reavaliar ao fim de 6 meses, 12 meses ou que necessitaram de tratamento hospitalar, o que perfazia um total de 44 considerados “resultados positivos”.

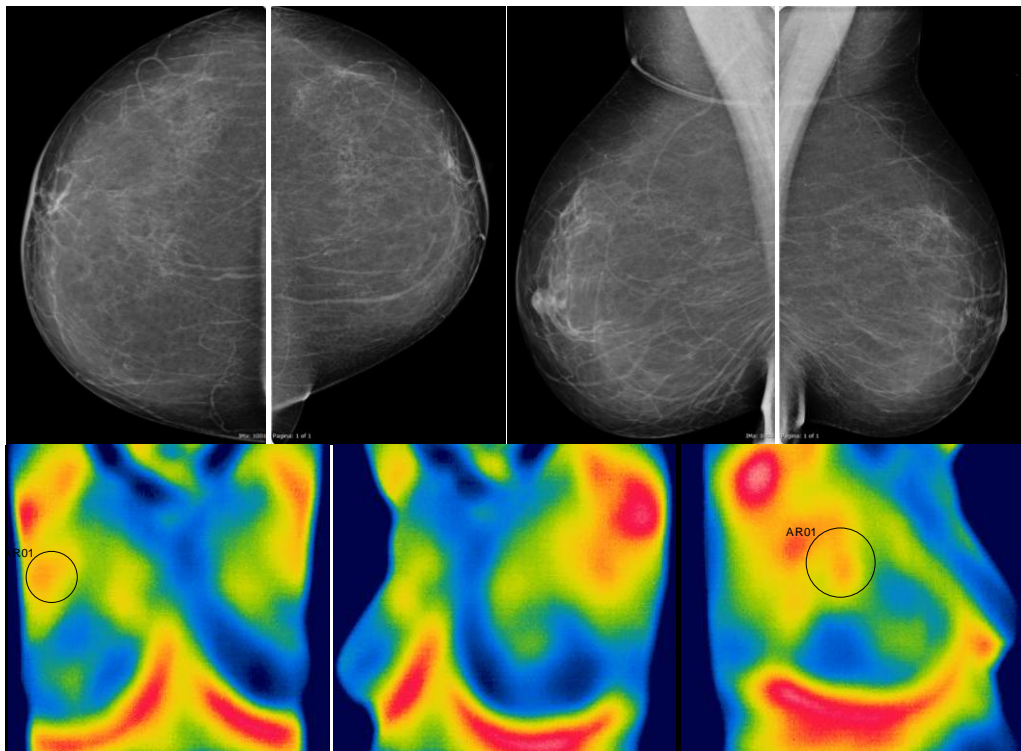
Tendo como base o resultado da análise da mamografia, calculou-se o número de verdadeiros-positivos, falsos-positivos, falsos-negativos e verdadeiros-negativos da termografia, cujos resultados são apresentados na tabela 5.4. Na análise desta tabela deve ter-se em conta que uma mesma utente a termografia pode ter detetado lesão na direita e não ter visualizado nenhuma lesão na mama esquerda (ou vice-versa), no entanto na mamografia existia uma lesão muito duvidosa na mama esquerda e nenhuma lesão ou lesão benigna na mama direita, pelo que é simultaneamente classificado como falso-positivo na mama direita e falso-negativo na esquerda, contabilizando “2 casos”, pelo que o total de casos em  $\Delta T1$  foi de 186, em  $\Delta T2$  de 184 e em  $\Delta T3$  de 179.

**Tabela 5.4:** Número de verdadeiros-positivos, falsos-positivos, falsos-negativos e verdadeiros-negativos na termografia.

Total de acordo com a diferença de temperatura	Verdadeiros-Positivos		Falsos-Positivos		Falsos-Negativos		Verdadeiros-Negativos	
	N.º	%	N.º	%	N.º	%	N.º	%
Na própria mama ( $\Delta T1$ )	26	13,98	87	46,77	20	10,75	53	28,49
Com a mama Contra-lateral ( $\Delta T2$ )	11	5,98	42	22,83	34	18,48	97	52,72
Na mama com lesão e contra-lateral ( $\Delta T3$ )	10	5,59	38	21,23	35	19,55	96	53,63

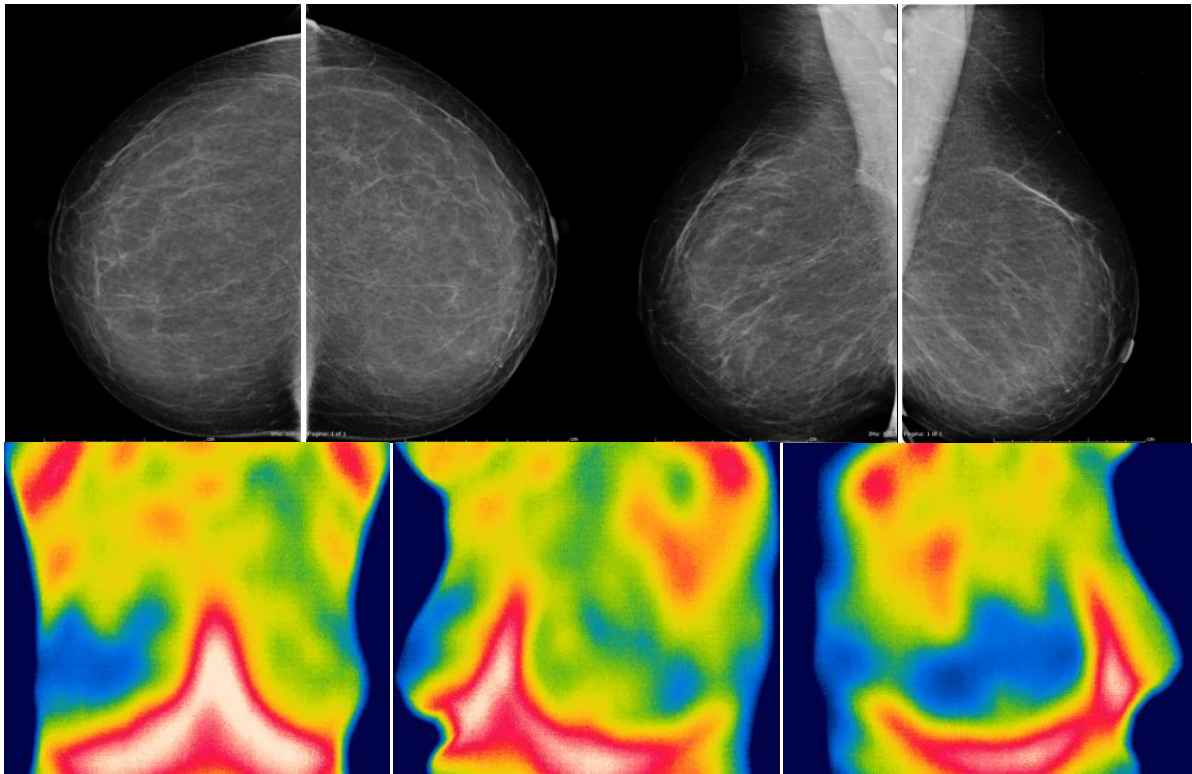
Na figura 5.8 encontram-se as imagens de mamografia e termografia de utente em que a mamografia não apresentava lesões na mamografia e por isso classificada com R1 nas duas mamas. Porém, ao analisar os termogramas desta utente, foi identificada uma área assimétrica na mama direita, no QSE e marcada com um círculo preto. Seguidamente foi quantificada a temperatura máxima registada naquela área, a segunda temperatura mais fria da mama direita e calculada a diferença entre elas. Verificou-se que a área mais quente apresentava uma temperatura de 33,4°C e a segunda área mais fria 31,9°C. Assim, a diferença era de 1,5°C, pelo que em  $\Delta T1$  foi classificada como IR2, ou seja lesão duvidosa, com potencial de ser maligna. Depois, mediu-se a temperatura na área correspondente do lado contra-lateral e constatou-se que era 32,6°C, pelo que a diferença era 0,8°C, sendo por isso classificada como

IR1 em  $\Delta T2$ . Como em  $\Delta T2$  foi classificada como IR1 e em  $\Delta T1$  como IR2, pela classificação definida na secção 5.3.1, na análise em  $\Delta T3$  foi classificada como IR1. Assim, a termografia foi considerada um falso-positivo em  $\Delta T1$ , pois identifica uma lesão que não existe, mas verdadeiro-negativo em  $\Delta T2$  e  $\Delta T3$ .



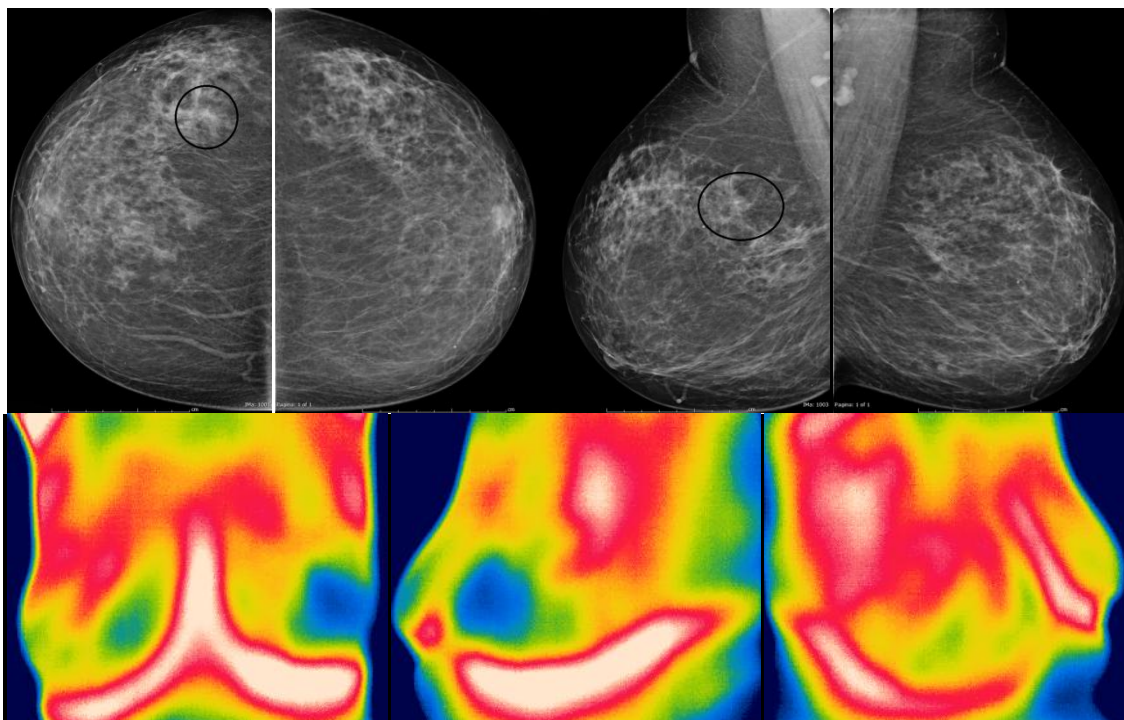
**Figura 5.8:** Exemplo de um falso-positivo em  $\Delta T1$  e verdadeiro-negativo em  $\Delta T2$  e  $\Delta T3$ .

Na figura 5.9 encontram-se as imagens de mamografia e termografia de utente em que a mamografia não apresentava lesões ou tinha lesões benignas na mamografia e por isso classificada com R1 e R2 na mama direita e esquerda, respetivamente. Ao analisar os termogramas desta utente, foi identificada uma assimetria entre as duas mamas, porém sem aumentos significativos de temperatura (inferiores a  $1^{\circ}\text{C}$ , ou seja, sem áreas coloridas a vermelho) pelo que foi classificada como IR1 nas 3 análises ( $\Delta T1$ ,  $\Delta T2$  e  $\Delta T3$ ). Assim, a termografia foi considerada um verdadeiro-negativo em todas as análises.



**Figura 5.9:** Exemplo de um verdadeiro-negativo.

Outro exemplo é mostrado na figura 5.10. A utente apresenta uma densidade assimétrica (identificada com um círculo negro) no QSE da mama direita, classificado como R3 na mamografia e, portanto, a utente foi convocada para consulta de aferição. Nesta consulta foram realizados outros exames complementares (incidências de mamografia e ecografia) e a lesão foi considerada maligna. Na termografia verifica-se um aumento de temperatura nas duas mamas: na direita na zona dos Quadrantes Superiores e na esquerda no QSI. Na análise  $\Delta T1$ , ambas eram lesões malignas (IR3), pois apresentaram 2,1°C e 3°C de diferença, respetivamente. Na análise  $\Delta T2$  apenas a lesão da direita era considerada suspeita (IR2), sendo a da esquerda benigna (IR1), pois apresentavam diferenças de 1,1°C e 0,6°C. Em  $\Delta T3$  a lesão da direita ficou então classificada como suspeita e a da esquerda como benigna. Assim, este é um caso de verdadeiro-positivo à direita e falso-positivo à esquerda em  $\Delta T1$ , um verdadeiro-positivo à direita e um verdadeiro-negativo à esquerda em  $\Delta T2$  e um verdadeiro-positivo à direita e um verdadeiro-negativo à esquerda em  $\Delta T3$ .

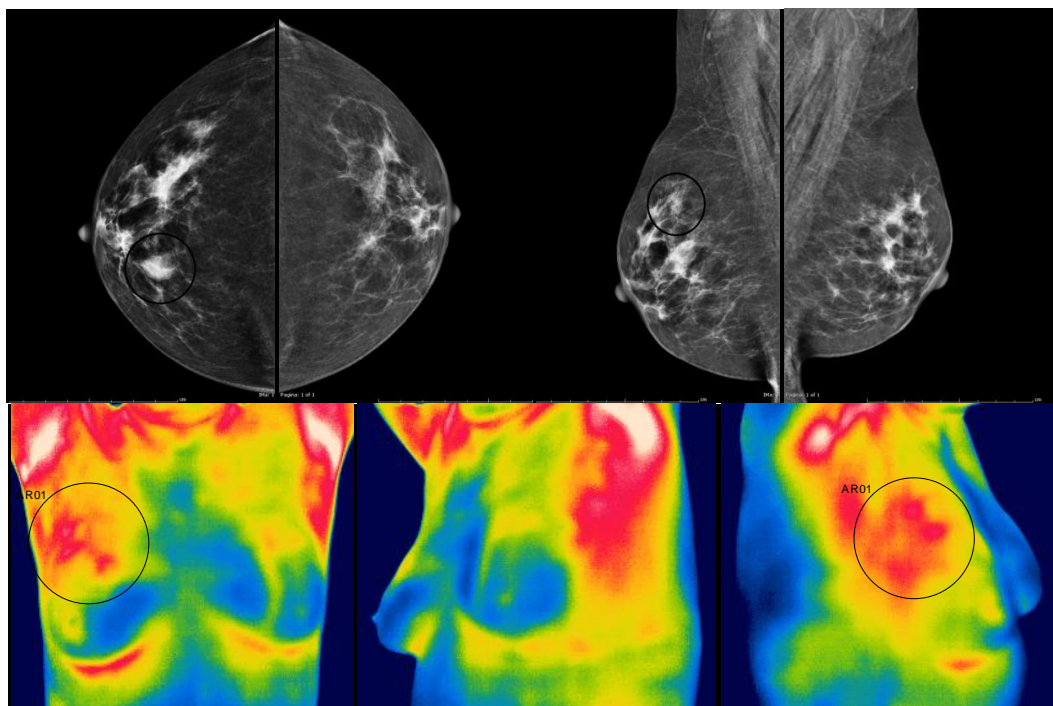


**Figura 5.10:** Exemplo de uma lesão suspeita na mama direita na mamografia que foi confirmada pela termografia, mas que esta na análise  $\Delta T1$  classificou uma lesão na mama esquerda como suspeita, quando não o era.

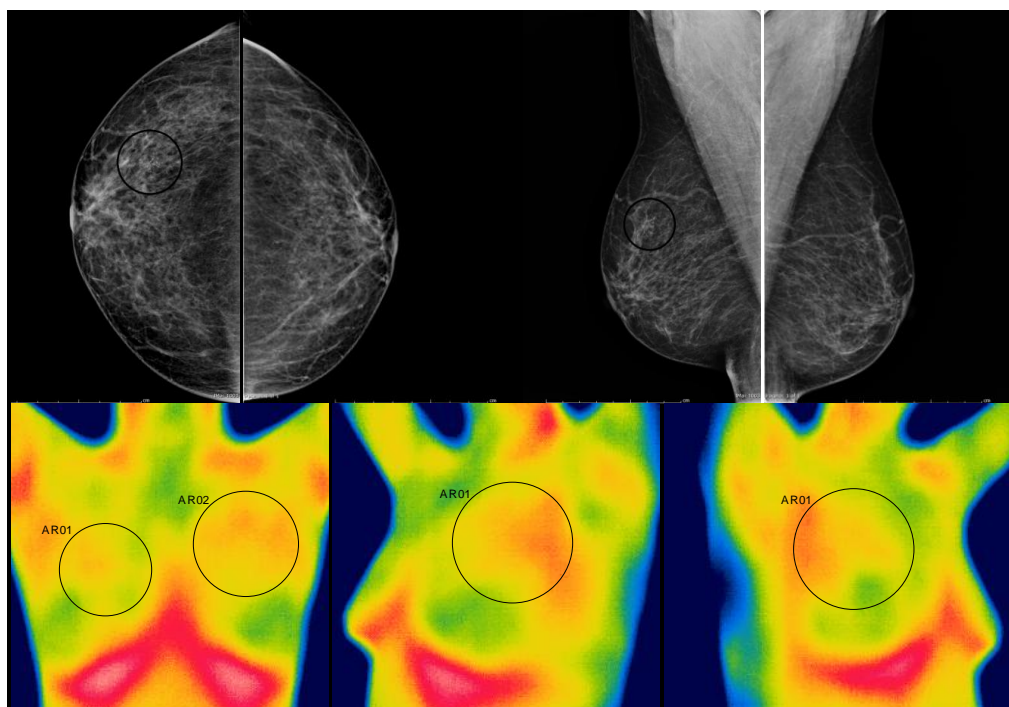
Na figura 5.11 é mostrado outro exemplo de uma lesão no QSI da mama direita na mamografia (identificada com o círculo preto) classificada R3. Na termografia há um aumento substancial de temperatura nos quadrantes superiores da mesma mama (círculos pretos nos termogramas), classificado como IR3 quer em  $\Delta T1$ ,  $\Delta T2$  e  $\Delta T3$ , pois apresentava diferenças de temperatura de  $1,9^{\circ}\text{C}$  e  $1,6^{\circ}\text{C}$ . Porém, após os exames complementares inerentes à consulta de aferição, verificou-se que era uma lesão que se mantinha estável há alguns anos e portanto foi considerada benigna, pelo que é um caso de falso-positivo em todas as classificações.

Utente com uma lesão (microcalcificações) classificada como R4 no QSE (identificadas com um círculo preto) da mama direita na mamografia é mostrado na figura 5.12. Esta utente na termografia aparenta um ligeiro aumento de temperatura no QSI da mama direita e nos Quadrantes Superiores da esquerda, identificadas com o círculo preto. Na mama direita a diferença de temperatura é de  $1,1^{\circ}\text{C}$  e  $0,3^{\circ}\text{C}$  em  $\Delta T1$  e  $\Delta T2$ , respetivamente; na mama esquerda era  $1^{\circ}\text{C}$  e  $0,2^{\circ}\text{C}$ , pelo que ambas foram classificadas como IR2 em  $\Delta T1$ , IR1 em  $\Delta T2$  e IR1 em  $\Delta T3$ . Após a realização de exames complementares verificou-se que era uma lesão duvidosa e a utente ficou de controlar ao fim de 12 meses. Por isso, foi considerado um

verdadeiro-positivo na mama direita e um falso-positivo na esquerda em  $\Delta T1$ , um falso-negativo na direita e um verdadeiro-negativo na esquerda em  $\Delta T2$  e  $\Delta T3$ .



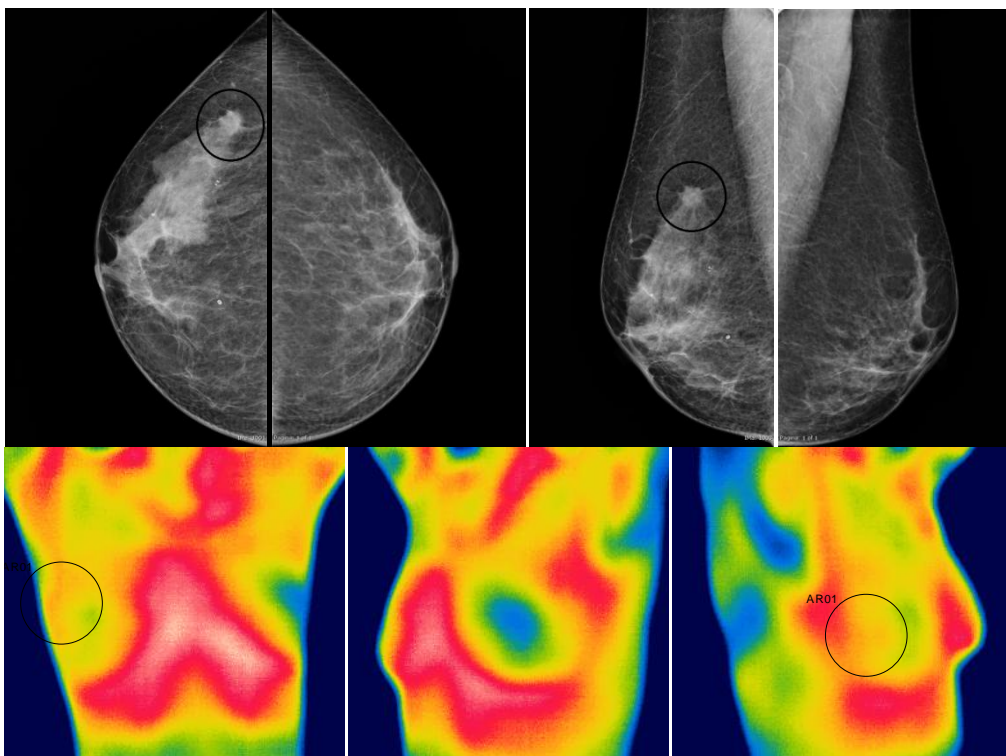
**Figura 5.11:** Utente com uma lesão no QSI da mama direita, quer na mamografia, quer na termografia.



**Figura 5.12:** Utente com uma lesão (microcalcificações) no QSE da mama direita na mamografia e um ligeiro aumento de temperatura no QSI da mama direita e nos Quadrantes Superiores da esquerda na termografia.



Finalmente, na figura 5.13 é mostrado um exemplo de uma utente com uma lesão classificada como R5 na mamografia no QSE da mama Direita e na termografia revela um ligeiro aumento de temperatura nos Quadrantes Externos da mesma mama. Porém após calcular as diferenças de temperatura, verificou-se que eram apenas de 1,5°C e 0,6°C, pelo que era classificada como IR 2 na avaliação  $\Delta T1$ , IR 1 em  $\Delta T2$  e IR 1 em  $\Delta T3$ . Após a realização de exames complementares na consulta de aferição, confirmou tratar-se de uma lesão maligna e a utente foi encaminhada para tratamentos, pelo que é um caso que pode considerar-se verdadeiro-positivo na classificação  $\Delta T1$  (apesar de a classificar apenas como suspeita), e um falso-negativo nas outras análises.



**Figura 5.13:** Utente com uma lesão classificada com lesão maligna, mas que a termografia considerou apenas suspeita numa das classificações.

Assim, dos 16 casos/utentes que necessitaram de tratamento hospitalar, verificou-se que na análise  $\Delta T1$  classificou 5 como benignos e, portanto falsos-negativos, na análise  $\Delta T2$  classificou 10 e na análise  $\Delta T3$  11, sendo, por isso esta a classificação que mais falhou. Este facto significa falhas muito graves, pois utentes com cancro de mama não foram corretamente identificadas e portanto não receberiam o tratamento hospitalar necessário.

Com estes resultados foi possível calcular a sensibilidade e especificidade da termografia na análise  $\Delta T1$ ,  $\Delta T2$  e  $\Delta T3$ , cujos resultados são apresentados na tabela 5.5.

**Tabela 5.5:** Valores de sensibilidade e especificidade da termografia neste estudo.

	Sensibilidade		Especificidade	
	Valor	Porcentagem	Valor	Porcentagem
Na própria mama ( $\Delta T1$ )	0,5652	56,52	0,3785	37,85
Com a mama Contra-lateral ( $\Delta T2$ )	0,2444	24,44	0,6978	69,78
Na mama com lesão e contra-lateral ( $\Delta T3$ )	0,2222	22,22	0,7164	71,64

Como se pode verificar, obtinha-se uma sensibilidade superior quando apenas se usava a variação da temperatura da própria mama –  $\Delta T1$  (56,52%) e uma especificidade superior quando se conjugavam as duas variações de temperatura –  $\Delta T3$  (71,64%). Porém, este facto invertia-se quando se verificava quem apresentava a sensibilidade e especificidade inferiores, ou seja, seria em  $\Delta T3$  a sensibilidade (22,22%) e em  $\Delta T1$  a especificidade (37,85%).

Foi-se então analisar os falsos-positivos com a ajuda de um médico Radiologista, verificou-se que em grande parte existia lesões benignas, que poderiam ser nódulos benignos superficiais ou profundos, cistos superficiais, gânglios intramamários, ductos dilatados, microcalcificações, tecido retro-areolar abundante e assimétrico. A sua distribuição pode ser visualizada na tabela 5.6. Como é possível visualizar, as causas mais frequentes de falsos-positivos são os nódulos superficiais (ainda que benignos), os cistos superficiais e gânglios intramamários, ou seja, são as lesões que possuem atividade metabólica elevada e/ou pequenas inflamações associadas.

Assim, se considerarmos falsos-positivos apenas os que não possuíam nenhuma lesão, verificava-se que o número de falsos-positivos diminuía significativamente para 36 casos em  $\Delta T1$ , 11 em  $\Delta T2$  e 12 em  $\Delta T3$ , pelo que o número de verdadeiros-positivos iria aumentar e o de falsos-positivos iria diminuir (ver tabela 5.8).

Ao efetuar-se a mesma análise para os falsos-negativos, verificou-se que a termografia falhava essencialmente em casos de microcalcificações, nódulos e densidades assimétricas. Tendo em conta que as microcalcificações não possuem qualquer atividade metabólica ou venosa e as densidades assimétricas podem perfeitamente ser apenas tecido mamário que não regride da mesma forma nas duas mamas, então estes serão exames que provavelmente serão sempre falsos-negativos e esta técnica não poderá ser utilizada de modo independente, mas sim como um complemento de outra. A análise das imagens dos falsos-negativos encontra-se na tabela 5.7.

**Tabela 5.6:** Análise dos Falsos-Positivos.

Lesões onde há aumento de temperatura	Número		
	$\Delta T1$	$\Delta T2$	$\Delta T3$
Nódulos Superficiais	12	6	7
Nódulos Profundos	3	3	2
Cistos Superficiais	10	8	5
Gânglios Intramamários	7	3	3
Ductos Dilatados	2	2	1
Microcalcificações	1	2	1
Tecido Retro-areolar Abundante e Assimétrico	1	0	0
Nódulos Superficiais + Microcalcificações	1	1	1
Cistos Superficiais + Ductos dilatados	1	1	1
Sem Lesão	36	11	12
<b>Lesões noutras áreas da mama</b>			
Nódulos Superficiais	2	2	2
Nódulos Profundos	3	0	0
Cistos Superficiais	2	1	1
Cistos Superficiais + Tecido Ectópico	1	1	1
Alterações Fibrocísticas	1	0	0
Gânglios Intramamários	2	0	0
Nódulos Superficiais + Cistos Superficiais	2	1	1

**Tabela 5.7:** Análise dos Falsos-Negativos.

Lesões onde há aumento de temperatura	Número		
	$\Delta T1$	$\Delta T2$	$\Delta T3$
Nódulos Superficiais	8	14	15
Nódulos Profundos	1	1	1
Cistos Superficiais Duvidosos	1	2	2
Microcalcificações	4	6	6
Densidade Assimétrica	5	7	7
Nódulos Superficiais + Microcalcificações	0	1	1
Nódulos Superficiais + Cistos Superficiais	1	2	2
Cistos Superficiais+ Microcalcificações	0	1	1

Assim, se fosse considerada apenas como falsos-positivos os casos em que não existia qualquer lesão e como falsos-negativos apenas os que necessitaram de tratamento hospitalar, verificava-se uma diminuição substancial destes números e conseqüentemente um aumento significativo da sensibilidade e especificidade, como pode ser comprovado pelas tabelas 5.8 e 5.9.

Porém, este número poderia ser ainda menor se a utente tivesse permanecido com os membros superiores afastados do tronco de maneira a que a área dos prolongamentos axilares

pudessem também atingir o equilíbrio térmico, pois provavelmente alguns destes falsos-positivos e falsos-negativos se devam a este facto, o que poderia permitir uma diminuição destes números e conseqüente aumento de sensibilidade e especificidade. Porém, este fator não é fácil conseguir num estudo devido à necessidade de expor o corpo por parte da paciente e à dificuldade de maior parte das utentes nesta faixa etária não conseguir efetuar abdução dos membros superiores durante tanto tempo, o que implicava a utilização de uma maca com apoio de braços que não estava disponível na altura.

**Tabela 5.8:** Casos verdadeiros-positivos, falsos-positivos, falsos-negativos e verdadeiros-negativos após nova análise.

Total de acordo com a diferença de temperatura	Verdadeiros-Positivos		Falsos-Positivos		Falsos-Negativos		Verdadeiros-Negativos	
	N.º	%	N.º	%	N.º	%	N.º	%
Na própria mama ( $\Delta T1$ )	77	41,4	36	19,35	5	2,69	68	36,56
Com a mama Contra-lateral ( $\Delta T2$ )	42	22,83	11	5,98	10	5,43	121	65,76
Na mama com lesão e contra-lateral ( $\Delta T3$ )	36	20,11	12	6,70	11	6,14	120	67,04

Então, recalculando a sensibilidade e especificidade da termografia na análise  $\Delta T1$ ,  $\Delta T2$  e  $\Delta T3$ , obtém-se valores muito superiores e mais aceitáveis para que este novo método possa vir a complementar o diagnóstico da mamografia (ver tabela 5.9).

**Tabela 5.9:** Valores de sensibilidade e especificidade da termografia após análise dos falsos-positivos e falsos-negativos.

	Sensibilidade		Especificidade	
	Valor	Percentagem	Valor	Percentagem
Na própria mama ( $\Delta T1$ )	0,9390	93,90	0,6038	60,38
Com a mama Contra-lateral ( $\Delta T2$ )	0,8077	80,77	0,9167	91,67
Na mama com lesão e contra-lateral ( $\Delta T3$ )	0,7660	76,60	0,9091	90,91

Como se pode verificar, neste novo estudo, continuava a obter uma sensibilidade superior quando apenas se usava a variação da temperatura da própria mama –  $\Delta T1$  (93,90%) e uma especificidade superior quando se comparava com a temperatura da mama contra-lateral –  $\Delta T2$  (91,67%). Porém, desta forma obtinham-se valores muito superiores e próximos do desejável.

Assim, não é possível estabelecer uma relação direta entre o aumento da temperatura na termografia e a malignidade da lesão (pelo menos com a escala apresentada), mas sim com a provável existência de lesões sempre que há um aumento substancial da temperatura numa área da própria mama (pois  $\Delta T1$  tinha maior sensibilidade) e essa área é assimetria entre as duas mamas (pois  $\Delta T2$  tinha maior especificidade).

## Capítulo 6

### Conclusão

Muitas são as patologias que podem atingir a mama, mas as que mais preocupam são sem dúvida as neoplasias malignas da mama, ou mais frequentemente denominados carcinomas mamários. Estes representam uma das principais causas de morte por cancro e a sua incidência tem vindo a aumentar. Infelizmente, apesar dos inúmeros estudos efetuados na área, ainda não está definida uma causa para esta doença, apenas se sabe alguns fatores de risco associados que podem ser classificados em baixo, médio e alto risco. Há vários tipos de carcinomas mamários, sendo que o mais frequente o carcinoma ductal infiltrativo. O prognóstico de um carcinoma mamário depende de vários fatores e é consensual que quanto mais precoce for o seu diagnóstico, melhor será a probabilidade de cura.

Vários são os meios complementares de diagnóstico de cancro de mama. Porém, os que atualmente existem apenas fornecem informação anatómica, ou sejam apenas demonstram o tumor quando ele já existe e tem determinado tamanho, pelo que um meio complementar de diagnóstico que forneça informação fisiológica seria importante.

A termografia é uma técnica de imagem não-invasiva que faz a leitura da radiação infravermelha emitida pelo corpo humano e a converte em valores de temperatura equivalentes.

Na fase inicial de um cancro de mama, quando este ainda não provocou alterações anatómicas, irá haver alterações fisiológicas que levarão a um aumento do fluxo sanguíneo e da atividade metabólica. Este aumento induz um aumento de temperatura na área que será então detetado pela termografia.

O objetivo deste trabalho era verificar se a termografia poderia ser o meio de diagnóstico que fornecia informação fisiológica, complementando assim a mamografia. Para tal, começou-se por fazer uma revisão bibliográfica dos estudos que havia sobre a termografia e a sua conjugação com a mamografia, onde as conclusões são diversas. Seguidamente foi traçado um plano para efetuar um estudo que permitisse perceber se a termografia poderia vir a ser um meio de diagnóstico complementar da mamografia. Inicialmente eram analisados os termogramas adquiridos verificando se existia alguma assimetria entre as duas mamas:

quando não existia assimetria assumiu-se que não existia lesão na mama que provocasse aumento de temperatura; quando existia assimetria, verificou-se qual o aumento da temperatura nessa área em relação à área mais fria da própria mama e à mesma zona na mama contra-lateral (efeito espelho). Foi estabelecida uma escala para classificar a diferença de temperatura verificada, pois os valores são extremamente variáveis. Finalmente, esta classificação foi comparada com os resultados da mamografia.

Nesta primeira comparação foram assumidos como resultados positivos da mamografia os casos em que existiam lesões que ficaram em controlo (de 6 ou de 12 meses) ou necessitaram de tratamento hospitalar. Na termografia eram considerados positivos os resultados considerados suspeitos (IR2) ou com lesão maligna (IR3).

Verificou-se que, com a escala proposta para a análise da termografia, existia um elevado número de falsos-positivos e falsos-negativos e, portanto, apresentava uma sensibilidade e especificidade muito baixas quando comparada com a mamografia.

Porém, se considerarmos apenas a análise segundo a existência (ou não) de lesão e considerássemos apenas como falsos-positivos os casos em que a termografia detetava lesão, mas não existia qualquer tipo de lesão e como falsos-negativos os casos que a termografia não detetou lesão ou detetou mas foi classificada como lesão benigna, então iríamos ter uma diminuição substancial do número de falsos-positivos e falsos-negativos e um aumento substancial da sensibilidade e especificidade.

Assim, podemos concluir que não é possível estabelecer uma relação direta entre o aumento da temperatura na termografia e a malignidade da lesão (pelo menos com a escala apresentada), mas sim com a provável existência de lesões sempre que há assimetria entre as duas mamas.

Com o presente estudo é possível concluir que a termografia poderá, com alguns ajustes vir um dia a ser um complemento importante na deteção do cancro de mama, uma vez que fornece informação sobre a fisiologia das lesões.

Para que seja fiável e eventualmente aplicável à área da mama ainda terá de haver um aumento da sensibilidade dos detetores, o estabelecimento e ajuste de uma escala oficialmente reconhecida e um aperfeiçoamento do *software* que permita uma leitura mais precisa e não dependa tanto da sensibilidade do leitor.

Como trabalhos futuros a partir desta pesquisa propõem-se as seguintes linhas de investigação:

- Criação de um programa que efetue a comparação simultânea entre as duas mamas de modo a detetar de forma mais precisa a assimetria entre as duas mamas;

- Através de otimização, criar uma escala que melhor se adapte para determinar se uma lesão é maligna ou benigna;
- Efetuar um estudo da mama com um tempo de espera para atingir o equilíbrio térmico superior e onde essa espera possa ser efetuada de modo a que a utente tenha os membros superiores apoiados, mas elevados, de maneira a que a zona do prolongamento axilar também atinja esse equilíbrio térmico e possa ser mais uma zona de análise;
- Adquirir termogramas com outras máquinas que possam ter uma sensibilidade maior, a fim de verificar o poder de influência dos detetores na termografia mamária;
- Verificar se as utentes classificadas como falsos-positivos não desenvolveram nenhum cancro de mama, já que alguns estudos falam numa deteção da termografia até 10 anos antes da mamografia;
- Criar um estudo onde as utentes sejam também avaliadas com outros exames complementares de diagnóstico, para verificar a taxa de verdadeiros e falsos-negativos da mamografia.

Enfim, como se pode verificar, apesar dos resultados mostrarem que a termografia é uma aposta promissora na deteção precoce de cancro de mama, muito ainda há a fazer antes da sua aplicação prática.

Os resultados deste estudo foram apresentados no *Symposium on Temperature and Thermal Measurements in Industry and Science (TEMPMEKO)*, Madeira, Portugal, 2013. A publicação dos resultados num artigo encontra-se em fase de ponderação.



## Referências Bibliográficas

**Acharya U. R. [et al.]** Thermography Based Breast Cancer Detection Using Texture Features and Support Vector Machine [Jornal] // Journal of Medical Systems. - Singapore : Springer US, Junho de 2012. - Vol. 36. - pp. 1503-1510. - doi: 10.1007/s10916-010-9611-z.

**Afonso J.** Serviços - Termografia - Teoria, Procedimentos e Vantagens [Online] // Instalações Técnicas Especiais. - 31 de Março de 2010. - 15 de Maio de 2013. - <http://www.iteag.net/termografia.pdf>.

**Agostini V. [et al.]** Dynamic Infrared Imaging for Breast Cancer Diagnosis: A Feature Based Registration Approach [Conferência] // MeMeA 2006 – International Workshop on Medical Measurement and Applications. - Benevento, Italy : IEEEExplore, 2006. - pp. 58-62. - Print ISBN: 1-4244-0253-0.

**Al-Shamlan H. e El-Zaart A.** Feature Extraction Values for Breast Cancer Mammography Images [Conferência] // International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology. - Chengdu : IEEEExplore, 2010. - pp. 335-340. - Print ISBN: 978-1-4244-6775-4

**Amorim C. M. B. F.** Doença Oncológica da Mama - Vivências de Mulheres Mastectomizadas [Relatório] : Dissertação de Doutoramento em Ciências de Enfermagem / Instituto Ciências Biomédicas de Abel Salazar da Universidade do Porto. - Porto : Universidade do Porto, 2007.

**Arabi P. M., Muttan S. e Suji R. J.** Image Enhancement For Detection of Early Breast Carcinoma by External Irradiation [Conferência] // Second International conference on Computing, Communication and Networking Technologies. - Karur : IEEEExplore, 2010. - pp. 1-9. - Print ISBN: 978-1-4244-6591-0.

**Azenha M., Faria R. e Figueiras H.** Thermography as a Technique for Monitoring Early Age Temperatures of Hardening Concrete [Jornal] // Construction and Building Materials. - Porto : Elsevier Ltd, Novembro de 2011. - Vol. 25. - pp. 4232–4240. - ISBN: 0950-0618.

**Balbinot L. F.** Termografia Computadorizada na Identificação de Trigger Points Miofasciais [Relatório] : Tese de Mestrado / Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos ; Universidade do Estado de Santa Catarina. - Florianópolis : Universidade do Estado de Santa Catarina, 2006.

**Ballinger P. W. e Frank E. D.** Merrill's Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Procedures [Livro]. - Londres : Mosby, 2003. - 10ª Edição : Vol. II.

- Barreira E. S. B. M.** Aplicação da Termografia ao Estudo do Compostamento Higrotérmico dos Edifícios [Relatório] : Tese de Mestrado / Departamento de Engenharia Civil ; Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. - Porto : Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2004. - oai:digitool.fe.up.pt:7242.
- Basset L. W. [et al.]** Diagnosis of Diseases of the Breast [Livro]. - Philadelphia : Elsevier Inc., 2005. - 2ª Edição. - ISBN: 0-7216-9563-9.
- Bernardes A.** Anatomia da Mama Feminina [Online] // Federação das Sociedades Portuguesas de Obstetrícia e Ginecologia. - 19 de Março de 2012. - [http://www.fspog.com/fo tos/editor2/cap\\_33.pdf](http://www.fspog.com/fo tos/editor2/cap_33.pdf).
- Bland K. I., Beenken S. W. e Cpeland III E. M.** The Breast [Secção do Livro] // Schwartz's Principles of Surgery / autor do livro Brunnicardi F. C. [et al.]. - U.S.A. : The McGraw-Hill Companies, Inc., 2005. - ISBN: 0-07-141090-2.
- Bontrager K. L.** Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatómica [Livro]. - Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1999.
- Boquete L. [et al.]** Automated Detection of Breast Cancer in Thermal Infrared Images, Based on Independent Component Analysis [Artigo] // Journal Medical Systems. - [s.l.] : Springer Science, 2012. - 36. - pp. 103-111. - DOI: 10.1007/s10916-010-9450-y.
- Boschetti C.** Detectores de Infravermelho - Princípios e Caracterização [Online] // Ciência e Sociedade. - Abril de 2008. - 2013 de Outubro de 2013. - <http://www.las.inpe.br/~cesar/welco me.html>.
- Brodersen J., Jørgensen K. J. e Gøtzsche P. C.** The Benefits and Harms of Screening for Cancer With a Focus on Breast Screening [Artigo] // Polskie Archiwum Medycyny Wewnetrznej. - Kraków : [s.n.], 2010. - Medycyna Praktyczna : Vol. 210.
- Bronzino J. D.** Medical Devices and Systems [Livro]. - United States of America : CRC Taylor and Francis, 2006. - ISBN: 0-8493-2122-0.
- Bushong S. C.** Manual de Radiología para Técnicos - Física, Biología y Protección Radiológica [Livro] / trad. Edición Diorki Servicios Integrales de. - Madrid : Harcourt, 1999. - 6ª Edição. - ISBN: 84-8174-309-7.
- Canelas A.** BI-RADS [Online] // Hospitais da Universidade de Coimbra. - Ministério da Saúde, 23 de Setembro de 2009. - 27 de Julho de 2013. - [http://www.huc.min-saude.pt/imagiologia/biblio\\_data/BI\\_RADS.pdf](http://www.huc.min-saude.pt/imagiologia/biblio_data/BI_RADS.pdf).
- Cardoso M. J. e Braga S.** Recomendações Nacionais para o Diagnóstico e Tratamento do Cancro de Mama [Online] // Portal da Saúde. - Ministério da Saúde, 2009. - 11 de Março de 2013. - <http://www.min-saude.pt/NR/rdonlyres/5CA911AA-4C25-4B2B-A4D1-A97E41FF0>

B95/0/acs\_cancromama.pdf.

**Chagas E. M. P. F. [et al.]** An Application of Hough Transform to Identify Breast Cancer in Images [Conferência] / ed. Porto Faculdade de Engenharia da Universidade do. - Porto : Universidade Porto, 2008.

**Charkoudian N.** Skin Blood Flow in Adult Human Thermoregulation: How It Works, When It Does Not, and Why [Jornal] // Mayo Clinic Proceedings. - [s.l.] : Elsevier, Maio de 2003. - Vol. 78. - pp. 603-612. - doi:10.1016/S0025-6196(11)61930-7.

**Dai H., Omer A. M. e Jiang G.** The Attempt of Breast Thermography Processing Applying With ITE [Conferência] // Proceedings of the 5th International Conference on Information Technology and Application on Biomedicine. - Shenzhen, China : IEEEExplore, 2008. - ISBN: 978-1-4244-2255-5.

**Damjnov I.** Pathology for the Health-Related Professions [Livro]. - Philadelphia : W. B. Saunders Company, 2000. - ISBN 0-7216-8118-2.

**Damnjanović Z. [et al.]** Infra Red Digital Imaging in Medicine [Jornal] // International Journal of Collaborative Research on Internal Medicine & Public Health. - USA : [s.n.], Dezembro de 2010. - Vol. 2. - pp. 425-434. - ISSN: 1840-4529.

**Diakides N. A. e Bronzino J. D.** Medical Infrared Imaging [Livro]. - United States of America : CRC Press, 2008. - ISBN: 978-0-8493-9027-2.

**Dimenstein R. e Netto T. G.** Bases Físicas e Tecnológicas Aplicadas aos Raios X [Livro]. - São Paulo : Senac São Paulo, 2002. - 3ª Edição. - ISBN: 8573592834.

**Eltoukh M. M., Faye I. e Samir B. B.** Automatic Detection of Breast Masses in Digital Mammograms Using Pattern Matching Mammograms Using Pattern Matching [Conferência] // IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering & Sciences. - Malaysia : IEEEExplore, 2010. - pp. 73-76. - DOI:10.1109/IECBES.2010.5742202.

**FLIR** The Ultimate Infrared Handbook for R&D Professionals [Online] // FLIR. - FLIR ATS Advanced Thermal Solutions. - 12 de Maio de 2013. - <http://www.flir.com/PT/>.

**GE Medical Systems** Senographe 700T - Operator Manual [Livro]. - Porto : Technical Publications, 2004.

**Góis D. C. P.** Caracterização das Qualidades de Radiação de uma Ampola de Raios X com Ânodo de Tungsténio no Âmbito da Mamografia [Relatório]: Tese de Mestrado / Departamento de Física ; Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa. - Lisboa : [s.n.], 2011.

**Gonçalves C. e Bairos V.** Histologia - Texto e Imagens [Livro]. - Coimbra : Imprensa da Universidade de Coimbra, 2006.

**Hall J. A. e Knaus J. V.** Anatomy of the Breast [Secção do Livro] // The Encyclopedia of Visual Medicine Series - An Atlas of Breast Disease. - London : Taylor & Francis e-Library, 2005. - ISBN: 0-203-59670-6.

**Hamamatsu** Chapter 2 - Basic Principles of Photomultiplier Tubes [Online] // Hamamatsu - Photon is our Business. - 4 de Março de 2013. - 8 de Novembro de 2013. - <http://www.hamamatsu.com/>.

**Ivanescu N. A. e Ciupitu L.** Vision System for Human Body Infrared Thermography [Conferência] // 19th International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region – RAAD. - Budapest, Hungary : IEEEExplore, 2010. - pp. 353 - 356. - Print ISBN: 978-1-4244-6885-0 .

**Jatoi I., Kaufmann M. e Petil J. Y.** Atlas of Breast Surgery [Livro]. - Germany : Springer, 2006. - ISBN: 3-540-24351-8.

**Jiang L., Zhan W. e Loew M. H.** Modeling Thermography of the Tumorous Human Breast: From Forward Problem to Inverse Problem Solving [Conferência] // 2010 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro. - USA : IEEEExplore, 2010. - ISSN :1945-7928 .

**Junqueira L. C. e Carneiro J.** Histologia Básica [Livro]. - Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1999.

**Kapoor P. e Prasad S. V. A. V.** Image Processing for Early Diagnosis of Breast Cancer Using Infrared Images [Conferência] // The 2nd International Conference on Computer and Automation Engineering (ICCAE). - Singapore : IEEEExplore, 2010. - Vol. 3. - pp. 564-566. - Print ISBN: 978-1-4244-5585-0.

**Kennedy D., Lee T. e Seely D.** A Comparative Review of Thermography as a Breast Screening Technique [Jornal] // Integrative Cancer Therapies. - Florida : Sage Publications, 2008. - Vol. 8. - pp. 9-16. - doi: 10.1177/1534735408326171.

**Kontos M., Wilson R. e Fentiman I.** Digital Infrared Thermal Imaging (DITI) of Breast Lesions: Sensitivity and Specificity of Detection of Primary Breast Cancers [Jornal] // Clinical Radiology. - London : Elsevier Ltd, 2011. - Vol. 66. - pp. 536-539. - doi:10.1016/j.crad.2011.01.009.

**Kumar V., Cotran R. e Robbins S. L.** Patologia Básica [Livro]. - Rio de Janeiro : Guanabara Koogan S.A., 1994. - 5ª Edição.

**Lee M. e Yang C.** Entropy-Based Feature Extraction and Decision Tree Induction for Breast Cancer Diagnosis With Standardized Thermograph Images [Jornal] // Computer Methods and

Programs in Biomedicine. - Taiwan : Elsevier Ltd, Dezembro de 2010. - Vol. 100. - doi:10.1016/j.cmpb.2010.04.014.

**Lima J. J. P.** Técnicas de Diagnóstico com Raios X - Aspectos Físicos e Biofísicos [Livro]. - Coimbra : Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009. - 2ª Edição. - ISBN: 978-989-8074-83-6.

**Lin Q. Y. [et al.]** Detecting Early Breast Tumour by Finite Element Thermal Analysis [Jornal] // Journal of Medical Engineering & Technology. - USA : Informa Healthcare USA, Maio de 2009. - Vol. 33. - pp. 274–280. - doi: 10.1080/03091900802106638.

**Lippman M. E.** Breast Cancer [Secção do Livro] // Harrison's Principles of Internal Medicine / autor do livro Harrison T. R. [et al.]. - [s.l.] : McGraw-Hill Companies, Inc., 2005. - 16ª Edição. - ISBN: 10.1036/0071402357.

**Mam13** Mammography [Online] // Medical Discoveries. - 28 de Outubro de 2013. - <http://www.discoveriesinmedicine.com/Hu-Mor/Mammography.html>.

**Ministério da Saúde** Plano de Acção para a Saúde 2004 - Áreas prioritárias [Online] // Direcção geral de saúde. - Março de 2004. - 5 de Março de 2013. - <http://www.dgs.pt/upload/membro.id/ficheiros/i006224.pdf>.

**Minkina W. e Dudzik S.** Infrared Thermography - Errors and Uncertainties [Livro]. - Great Britain : John Wiley & Sons, Ltd, 2009. - ISBN: 978-0-470-74718-6.

**Moghbel M. e Mashohor S.** A Review of Computer Assisted Detection/Diagnosis (CAD) in Breast Thermography for Breast Cancer Detection [Jornal] // Artificial Intelligence Review. - Netherlands : Springer Netherlands, 6 de Julho de 2011. - Computer Science. - pp. Pages 429-439. - DOI: 10.1007/s10462-011-9274-2.

**Monteiro P. e Summavielle T.** Fisiologia I e Fisiologia II [Relatório] : Sebenta de Apoio / Instituto Politécnico do Porto - Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto. - Porto : Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto, 2006.

**Moynihan T. J.** Oncology [Secção do Livro] // Mayo Clinic Internal Medicine Review 2006-2007 / autor do livro Habermann T. M.. - Canadá : Mayo Clinic Scientific Press, 2006. - 7ª Edição. - ISBN: 0849390591.

**Nagi J. [et al.]** Automated Breast Profile Segmentation for ROI Detection Using Digital Mammograms [Conferência] // IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering & Sciences. - Malaysia : [s.n.], 2010. - pp. 87-92. - Print ISBN: 978-1-4244-7600-8.

**Ng E. Y. K.** A Review of Thermography as Promising Non-invasive Detection Modality for Breast Tumor [Jornal] // International Journal of Thermal Sciences. - Singapura : Elsevier

Masson SAS, 31 de Julho de 2009. - Ciências térmicas : Vol. 48. - pp. 849-859. - doi: 10.1016/j.ijthermalsci.2008.06.015.

**Ng E. Y. K. e Kee E. C.** Advanced Integrated Technique in Breast Cancer Thermography [Jornal] // Journal of Medical Engineering & Technology. - United Kingdom : Informa Healthcare, March/April de 2008. - Vol. 32. - pp. 103 – 114. - ISSN: 0309-1902.

**Ng E. Y. K. e Kee E. C.** Integrative Computer-Aided Diagnostic With Breast Thermogram [Jornal] // Journal of Mechanics in Medicine and Biology. - [s.l.] : World Scientific Publishing Company, 2007. - Vol. 7. - pp. 1-10. - DOI: 10.1142/S0219519407002091 .

**Ng E. Y. K., Kee E. C. e Acharya R.** Advanced Technique in Breast Thermography Analysis [Conferência] // Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. - Shanghai, China : IEEEExplore, 2005. - Print ISBN: 0-7803-8740-6.

**Ojica S. [et al.]** Microwaves and Infrared Thermography - Comparative Studies in Early Breast Cancer Detection [Conferência] // The 7th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering. - Bucharest : [s.n.], 2011. - ISSN: 2068-766.

**Oliveira T. M. D.** Análise de Sistemas de Energia e Máquinas Elétricas com Recurso a Termografia [Relatório] : Tese de Mestrado / Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. - Porto : Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.

**Pereira C. A.** Cirurgia - Patologia e Clínica [Livro]. - Lisboa : McGraw-Hill, 1999. - pp. 338-387. - ISBN: 972-8298-89-7.

**Perry N. [et al.]** European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis = European Guidelines / ed. Puthaar E.. - Belgium : European Communities, 2006. - 4ª Edição. - ISBN 92-79-01258-4.

**Plotnikoff G. e Torkelson C.** Emerging Controversies in Breast Imaging: Is There a Place for Thermography? [Online] // Minnesota Medicine. - Minnesota Medical Association, Dezembro de 2009. - 25 de Fevereiro de 2013. - <http://www.minnesotamedicine.com/CurrentIssue/CommentaryPlotnikoffDec2009/tabid/3272/>.

**Porth C. M.** Fisiopatologia [Livro]. - Rio de Janeiro : Guanabara Koogan S.A., 2004. - 6ª Edição.

**Prince J. L. e Links J. M.** Medical Imaging - Signals and Systems [Livro]. - New Jersey : Pearson Prentice Hall, 2006. - ISBN: 0-13-065353-5.

**Ramé A. e Théron S.** O Aparelho Genital Feminino [Secção do Livro] // Anatomia e Fisiologia. - Lisboa : Elsevier Masson SAS, 2012. - ISBN: 978-972-796-334-8.

- Rangayyan R. M.** Biomedical Image Analysis [Livro]. - Florida, USA : CRC Press LLC, 2005. - ISBN: 0-8493-9695-6.
- Robaert S.** Radiação Infravermelha e Energia [Online] // Aprender Ciências. - 30 de Outubro de 2011. - 2013 de Outubro de 22. - <http://www.aprenderciencias.com/2011/10/uma-onda-eletromagnetica-na-faixa-do.html>.
- Ror13** Roreno - Registo Oncológico do Norte [Online]. - Instituto Português de Oncologia do Porto. - 6 de Março de 2013. - <http://roreno.com.pt/>.
- Santos A. R.** Trabalhos de Estudantes - Físico-Química - 10º ano - Raios Infravermelhos [Online] // Nota Positiva. - A. R. Santos, 31 de Julho de 2007. - 2 de Setembro de 2013. - [http://www.notapositiva.com/trab\\_estudantes/trab\\_estudantes/fisico\\_quimica/fisico\\_quimica\\_trabalhos/raiosinfravermelhos.htm](http://www.notapositiva.com/trab_estudantes/trab_estudantes/fisico_quimica/fisico_quimica_trabalhos/raiosinfravermelhos.htm).
- Seeley R. R., Stephens T. D. e Tate P.** Anatomia & Fisiologia [Livro]. - Lisboa : Lusodidacta, 1997. - pp. 994-995. - ISBN: 972-96610-5-7.
- Silverthorn D. U.** Fisiologia Humana - Uma Abordagem Integrada [Livro]. - Tamboré : Editora Manole Ltda., 2003. - 2ª Edição. - ISBN: 85-204-1241-6.
- Soffin C. B. [et al.]** Thermography and Oral Inflammatory Conditions [Jornal] // Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. - Philadelphia : Elsevier Inc., 1983. - Vol. 56. - pp. 256–262. - DOI: 10.1016/0030-4220(83)90006-3.
- Sousa L. F. R.** Aplicação de Termografia no Estudo do Isolamento Térmico de Edifícios [Relatório] : Tese de Mestrado / Departamento de Engenharia Mecânica ; Universidade de Aveiro. - Aveiro : Repositório Institucional da Universidade de Aveiro, 2010. - URI: <http://hdl.handle.net/10773/3650> .
- Sree S. V. [et al.]** Breast Imaging Systems: A Review and Comparative Study [Jornal] // Journal of Mechanics in Medicine and Biology. - Singapura : World Scientific Publishing Company, 2010. - Vol. 10. - pp. 5-34. - DOI: 10.1142/S0219519410003277.
- Standring S. [et al.]** Breast [Secção do Livro] // Gray's Anatomy - The Anatomical Basis of Clinical Practice / autor do livro Standring S.. - Espanha : Elsevier Churchill Livingstone, 2005.
- Steen A. V. e Tiggelen R. V.** Short History of Mammography: A Belgian Perspective [Jornal] // Journal Belge de Radiologie - Belgisch Tijdschrift voor Radiologie. - Bélgica : [s.n.], 2007. - Vols. 90-3. - pp. 151-153.
- Tahmasbi A., Saki F. e Shokouhi S. B.** Classification of Benign and Malignant Masses Based on Zernike Moments [Jornal] // Computers in Biology and Medicine. - Tehran : Elsevier, 2011. - Vol. 41. - pp. 726-735. - doi:10.1016/j.combiomed.2011.06.009.

**Tang X. e Ding H.** Asymetry Analysis of Breast Thermograms with Morphological Image Segmentation [Conferência] // Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. - Shanghai : IEEEXplore, 2005. - Print ISBN: 0-7803-8741-4.

**Tecnologia com Ciência** Tubo de Raios Catódicos [Online] // Universidade Federal do Rio Grande do Sul. - Tecnologia com Ciência, 2009. - 28 de Outubro de 2013. - <http://www.ufrgs.br/tecnologiacomciencia/banners/tubos-raios-catodicos-06.pdf>.

**Umadevi V. e Raghavan S. V.** Infrared Thermography Based Image Construction for Bio-Medical Applications [Conferência] // 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. - Beijing : IEEEXplore, 2009. - Print ISBN: 978-1-4244-2901-1 .

**Umadevi V., Raghavan S. V. e Jaipurkar S.** Interpreter for Breast Thermogram Characterization [Conferência] // Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). - Malasya : IEEEXplore, 2010. - Print ISBN: 978-1-4244-7599-5.

**Umadevi V., Suresh S. e Raghavan S. V.** Improved Infrared Thermography Based Image Construction for Biomedical Applications Using Markov Chain Monte Carlo Method [Conferência] // 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. - Minneapolis, Minnesota, USA : IEEEXplore, 2009. - pp. 5360-5363. - Print ISBN: 978-1-4244-3296-7.

**Universidade de Coimbra** Processos Químicos [Online] // Portal de Laboratórios Virtuais de Processos Químicos. - Departamento de Engenharia Química da Universidade de Coimbra, 2007. - 2013 de Outubro de 22. - [http://labvirtual.eq.uc.pt/siteJoomla/index.php?option=com\\_frontpage&Itemid=1](http://labvirtual.eq.uc.pt/siteJoomla/index.php?option=com_frontpage&Itemid=1).

**Wang J. [et al.]** Evaluation of the Diagnostic Performance of Infrared Imaging of the Breast: a Preliminary Study [Online] // Biomedical Engineering Online. - BioMedical Engineering OnLine, 7 de Janeiro de 2010. - 28 de Outubro de 2011. - <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/9/1/3>. - 10.1186/1475-925X-9-3.

**Wang J. [et al.]** The Association of Infrared Imaging Findings of the Breast with Hormone Receptor and Human Epidermal Growth Factor Receptor 2 Status of Breast Cancer [Jornal] // Academic Radiology. - Taiwan : Elsevier Inc., Fevereiro de 2011. - Vol. 18. - pp. 212-219. - doi: 10.1016/j.acra.2010.09.016.

**Wishart G. C. [et al.]** The Accuracy of Digital Infrared Imaging for Breast Cancer Detection in Women Undergoing Breast Biopsy [Jornal] // EJSO the Journal of Cancer Surgery. - [s.l.] : Elsevier Ltda, 2010. - Vol. 2952. - DOI: 10.1016/j.ejso.2010.04.003.

**Yang H. [et al.]** A New Infrared Thermal Imaging and Its Preliminary Investigation of Breast Disease Assessment [Conferência] // IEEE/ICME International Conference on Complex



Medical Engineering. - Beijing : IEEEXplore, 2007. - pp. 1071-1074. - Print ISBN: 978-1-4244-1078-1.

**Zhang H., He L. e Zhu L.** Critical Conditions for the Thermal Diagnosis of the Breast Cancer [Conferência] // 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. - Beijing : IEEEXplore, 2009. - Print ISBN: 978-1-4244-2901-1 .

## Anexos

**Anexo I:** Tabela resumo das principais diferenças entre as características dos tumores benignos e malignos (Kumar, et al., 1994).

<b>Características</b>	<b>Benignos</b>	<b>Malignos</b>
Diferenciação/anaplasia	Bem diferenciado; a estrutura pode ser típica do tecido de origem	Alguma ausência da diferenciação com anaplasia; estrutura frequentemente é atípica
Velocidade de crescimento	Geralmente progressivo e lento; pode parar ou regredir; figuras mitóticas são raras e normais	Errático e pode ser lento ou rápido; figuras mitóticas podem ser numerosas e anormais
Invasão local	Geralmente massas coesivas e expansivas, bem demarcadas, que não invadem ou infiltram os tecidos normais adjacentes	Localmente invasivo, infiltrando os tecidos normais adjacentes; algumas vezes pode parecer coesivo e expansivo.
Metástases	Ausentes	Frequentemente presentes; quanto maior e menos diferenciado o primário, mais prováveis são as metástases.

**Anexo II:** Estadiamento do cancro de mama de acordo com o *American Joint Committee on Cancer* (Amorim, 2007; Lippman, 2005; Moynihan, 2006; Bland, et al., 2005).

<b>Tumor Primário</b>		
T0	Sem evidência de tumor primário	
TIS	Carcinoma <i>in situ</i> (lobular <i>in situ</i> , intraductal <i>in situ</i> , Doença de <i>Paget</i> sem tumor palpável)	
T1	Tumor com tamanho menor ou igual a 2 cm no seu maior diâmetro	<p>T1</p> <p>&gt;1-5 mm=T1a</p> <p>&gt;5-10 mm=T1b</p> <p>&gt;10-20 mm=T1c</p>
T2	Tumor maior que 2 cm e menor que 5 cm no seu maior diâmetro	<p>T2</p> <p>&gt;20-50 mm</p> <p>T3</p> <p>&gt;50 mm</p>
T3	Tumor maior que 5 cm no seu maior diâmetro	
T4	Tumor de qualquer tamanho com extensão à parede torácica ou à pele, com inflamação e/ou ulceração	<p>T4a</p> <p>Direct extension to chest wall not including pectoralis muscle.</p>
<b>Nodos Regionais</b>		
N0	Sem gânglios envolvidos	
N1	Gânglios axilares ipsilaterais móveis	
N2	Gânglios aderentes ou fixos, ou aparente afeção clínica dos gânglios mamários internos na ausência de evidência clínica de metástases nos gânglios axilares linfáticos	
N3	Metástases nos gânglios linfáticos infraclaviculares ipsilaterais	
<b>Metástases à distância</b>		
M0	Sem metástases distantes detetadas	
M1	Presença de metástases distantes (incluindo nos nodos supraclaviculares ipsilaterais)	
<b>Estadiamento</b>		

---

Estadio 0	Tis	N0	M0
Estadio I	T1	N0	M0
Estadio IIA	T0	N1	M0
	T1	N1	M0
	T2	N0	M0
Estadio IIB	T2	N1	M0
	T3	N0	M0
Estadio IIIA	T0	N2	M0
	T1	N2	M0
	T2	N2	M0
	T3	N1	M0
	T3	N2	M0
Estadio IIIB	T4	N0	M0
	T4	N1	M0
	T4	N2	M0
Estadio IIIC	Tqualquer	N3	M0
Estadio IV	Tqualquer	Nqualquer	M1

## Anexo III – Panfleto sobre a Termografia apresentado às utentes.



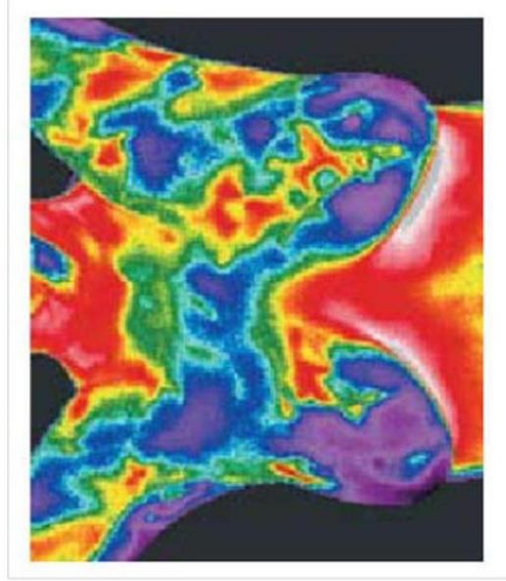
Os resultados estatísticos do estudo poderão posteriormente ser consultados no site do Instituto Politécnico de Bragança.

Desde já apelo à sua participação, pois só assim se conseguirão obter resultados conclusivos e significativos. Quem sabe se um dia este meio de diagnóstico não poderá vir a ser muito útil numa detecção precoce de Cancro de mama e salvar muitas vidas. :-)

**Nota importante: O facto de não participar no estudo não tem alguma implicação relativamente ao Programa de Rastreio da Liga Portuguesa Contra o Cancro.**

**Obrigado...**

## Avaliação do desempenho da termografia no diagnóstico do Cancro da Mama



**Bragança, 2013**

Bibliografia  
**Kapoor Prasad e Prasad S. V.A.V.** Image Processing for Early Diagnosis of Breast Cancer Using Infrared Images [Jornal]. - India : IEEExplore, 2010. - Thermography. - 978-1-4244-5586-7/10/\$26.00.  
**Oliveira Tiago Miguel Dias** Análise de Sistemas de Energia e Máquinas Eléctricas com recurso a termografia [Relatório]. Tese de Mestrado / Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. - Porto : Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.

**Qual o objectivo do estudo?**

Este estudo pretende verificar se, com os recentes avanços, a termografia pode vir, num futuro próximo, a ser uma mais-valia como diagnóstico complementar da mamografia.

**O que é a termografia?**

A termografia é um moderno meio de diagnóstico funcional, não invasivo e sem qualquer contra-indicação ou risco, pois não utiliza radiações ionizantes.

**Como funciona?**

Como toda a gente sabe, o nosso corpo possui uma temperatura que lhe é característica. Quando há alguma alteração nesta temperatura numa determinada área do corpo, pressupõe-se que existe alguma anomalia. A máquina de termografia é semelhante a uma câmara de vídeo com detectores que permite quantificar o calor libertado pelo corpo e obter, assim, uma imagem com as diferentes alterações da temperatura; ou seja, funciona como um termómetro de medir febre, mas não necessita de contacto com a pessoa. A imagem fornecida é reproduzida numa escala de diferentes cores e, quando correctamente analisadas, as diferenças térmicas permitem identificar alterações clínicas.



Exemplo de uma câmara de termografia.

**Qual a principal diferença entre a mamografia e a termografia mamária?**

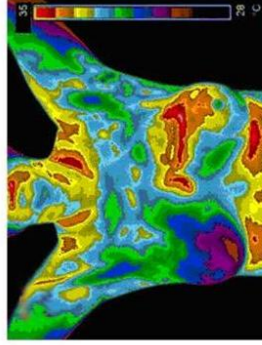
A termografia mamária é um exame baseado nas alterações fisiológicas, enquanto a mamografia, é baseada em alterações anatómicas. Ambos fornecem informação diferente e pensa-se que quando usadas em simultâneo, conduzem a um diagnóstico muito mais rigoroso, havendo assim a hipótese de serem tomadas

medidas preventivas e terapêuticas atempadamente, evitando o desenvolvimento e agravamento da doença.

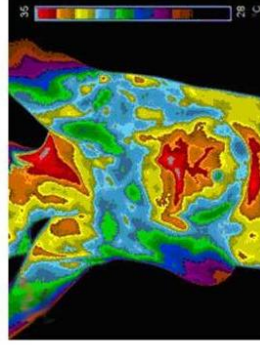
**Como posso participar no estudo?**

Inicialmente é necessário assinar uma folha de consentimento que não é mais que a uma autorização para recolher as imagens. Seguidamente, serão colocadas numa sala com uma temperatura controlada de cerca de 22°C durante 10 minutos (tempo necessário para que haja uma estabilização da temperatura do corpo e se tornem evidentes as temperaturas emitidas pelo corpo).

Após este tempo são adquiridas 3 imagens em 3 posições diferentes: uma de frente e duas com o corpo angulado a 45° (ver imagens a baixo).



Aspecto de uma imagem adquirida de frente.



Aspecto de uma imagem adquirida na posição oblíqua, neste caso para a mama esquerda

Seguidamente, vestirá uma bata e será encaminhada para a consulta de rastreio como seria efectuada normalmente, sem a sua participação neste exame. Posteriormente será feita uma comparação entre o resultado destas imagens e as obtidas no âmbito normal do Programa de Rastreio da Liga Portuguesa Contra o Cancro.

**Anexo IV – Termo de Consentimento Informado.**

**Termo de consentimento informado**

Eu, abaixo assinada, fui informada sobre o estudo de investigação “Avaliação do desempenho da termografia no estudo da mama”, realizado no âmbito de tese de Mestrado da Técnica de Radiologia Elizabete Marques Amaral - aluna da Escola Superior de Tecnologia e Gestão – Instituto Politécnico de Bragança.

Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos participantes neste estudo são confidenciais e que a aquisição das imagens termográficas não utiliza radiações ionizantes, e não apresenta qualquer risco para a minha saúde.

Sei, no entanto, que posso recusar-me a participar no estudo sem nenhum tipo de penalização por este facto.

Compreendi a informação que me foi dada, tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado e autorizo a recolha de imagens termográficas para a realização das análises que fazem parte deste estudo. Foi ainda salvaguardado que todos os dados a serem recolhidos serão para uso exclusivo ao nível da investigação e que será mantido o total anonimato.

Data \_\_\_\_/ \_\_\_\_/ 2013

A paciente

---

**Anexo V** – Características da câmara FLIR T-365 (FLIR).

Sensibilidade Térmica (NETD)	< 0.05°C @ + 30°C (+86°F) / 50mK
Gama de Temperaturas	-20°C a +120°C; 0°C a +350°C; +200°C a 650°C Opção de alta temperatura de +1200°C
Frequência de Amostragem	9Hz, ou 30Hz
Digitalização	3.1 Mpixel (2048 x 1536 pixels), e luzes LED
Resolução Espacial (pixel)	320 x 240 pixels
Faixa Espectral	7.5 - 13µm
Saída de Vídeo (output)	USB
Fonte de Alimentação	USB
Dimensões (comprimento x largura x altura)	106 x 201 x 125mm
Peso da Câmara com a Bateria Incluída	0.88Kg
Campo de Visão (FOV)	25° x 19° / 0.4m
Focagem	Manual/Automática
Zoom	1-4x contínuo, zoom digital
Ecrã	Ecrã tátil incorporado, LCD a cor de 3,5”
Precisão	±2°C ou 2% de leitura
Armazenamento de Imagens	Standard JPEG, incluindo dados de medição no cartão de memória
Modo de Armazenamento de Imagens	IR / <i>visual images</i> , gravação simultânea de IR e visualização das imagens



## Anexo VI – Resultados das mamografias.

Legenda: 6 meses – Utente com lesão duvidosa que é necessário controlar ao fim de 6 meses; 12 meses – Utente com lesão duvidosa, mas que à partida está estável e só é necessário reavaliar ao fim de 12 meses; Rastreio – Utentes que não possuíam lesão ou que as lesões eram benignas; Trat. Hospitalar – Utentes que necessitavam de tratamento hospitalar. Nota: o resultado final inclui o resultado após consulta de aferição, quando foi necessário.

Utente	Classificação		Resultado final do Rastreio	Utente	Classificação		Resultado final do Rastreio
	Mama Direita	Mama Esquerda			Mama Direita	Mama Esquerda	
1	R2	R 4	6 meses	40	R3	R2	Rastreio
2	R3	R2	Rastreio	41	R3	R2	12 meses
3	R2	R4	Trat. Hospitalar	42	R3	R2	Rastreio
4	R2	R3	Rastreio	43	R3	R2	Rastreio
5	R2	R3	Rastreio	44	R3	R2	Rastreio
6	R3	R2	Rastreio	45	R3	R2	6 meses
7	R3	R2	12 meses	46	R2	R3	Rastreio
8	R3	R2	Rastreio	47	R2	R3	12 meses
9	R3	R2	Rastreio	48	R3	R3	6 meses
10	R2	R3	Rastreio	49	R2	R3	Rastreio
11	R2	R2	Rastreio	50	R2	R3	6 meses
12	R2	R2	Rastreio	51	R2	R3	Rastreio
13	R2	R2	Rastreio	52	R2	R3	12 meses
14	R2	R2	Rastreio	53	R3	R3	12 meses
15	R2	R2	Rastreio	54	R3	R3	12 meses
16	R2	R2	Rastreio	55	R3	R3	12 meses
17	R2	R2	Rastreio	56	R3	R3	Rastreio
18	R2	R2	Rastreio	57	R2	R3	Rastreio
19	R2	R2	Rastreio	58	R2	R3	Rastreio
20	R2	R2	Rastreio	59	R3	R2	12 meses
21	R3	R2	12 meses	60	R3	R1	Rastreio
22	R2	R3	Rastreio	61	R3	R3	Rastreio
23	R2	R3	12 meses	62	R2	R3	Rastreio
24	R3	R3	Rastreio	63	R2	R3	Rastreio
25	R3	R3	Rastreio	64	R3	R3	Trat. Hospitalar
26	R3	R2	Rastreio	65	R3	R3	Rastreio
27	R2	R3	Rastreio	66	R3	R3	Rastreio
28	R2	R3	Rastreio	67	R3	R3	Trat. Hospitalar
29	R5	R2	Trat. Hospitalar	68	R3	R2	Rastreio
30	R2	R2	Rastreio	69	R3	R2	Rastreio
31	R3	R3	Trat. Hospitalar	70	R3	R2	Rastreio
32	R2	R3	Trat. Hospitalar	71	R2	R3	Rastreio
33	R2	R2	Rastreio	72	R3	R2	Trat. Hospitalar
34	R2	R2	Rastreio	73	R3	R2	Rastreio
35	R2	R2	Rastreio	74	R4	R2	Trat. Hospitalar
36	R2	R2	Rastreio	75	R2	R2	Rastreio
37	R3	R2	12 meses	76	R2	R2	Rastreio
38	R2	R3	Rastreio	77	R2	R2	Rastreio
39	R2	R3	12 meses	78	R2	R2	Rastreio

Utente	Classificação		Resultado final	Utente	Classificação		Resultado final
	Mama Direita	Mama Esquerda			Mama Direita	Mama Esquerda	
79	R2	R3	12 meses	116	R3	R3	6 meses
80	R2	R2	Rastreio	117	R2	R3	12 meses
81	R2	R2	Rastreio	118	R3	R3	Rastreio
82	R3	R2	6 meses	119	R2	R3	Rastreio
83	R3	R3	Rastreio	120	R3	R2	Rastreio
84	R2	R2	Rastreio	121	R3	R3	Rastreio
85	R2	R2	Rastreio	122	R2	R3	12 meses
86	R2	R2	Rastreio	123	R3	R3	Rastreio
87	R3	R2	12 meses	124	R2	R5	Trat. Hospitalar
88	R3	R2	Rastreio	125	R5	R3	Trat. Hospitalar
89	R3	R2	12 meses	126	R2	R4	Trat. Hospitalar
90	R2	R3	Rastreio	127	R2	R3	12 meses
91	R3	R2	Rastreio	128	R3	R2	Rastreio
92	R2	R4	Trat. Hospitalar	129	R2	R3	Rastreio
93	R3	R2	Trat. Hospitalar	130	R3	R2	Rastreio
94	R3	R3	Rastreio	131	R3	R2	Rastreio
95	R2	R2	Rastreio	132	R3	R2	Rastreio
96	R2	R2	Rastreio	133	R4	R2	12 meses
97	R2	R1	Rastreio	134	R3	R4	Trat. Hospitalar
98	R2	R2	Rastreio	135	R3	R3	Rastreio
99	R2	R2	Rastreio	136	R2	R3	Rastreio
100	R2	R2	Rastreio	137	R2	R3	Rastreio
101	R2	R2	Rastreio	138	R2	R2	Rastreio
102	R2	R1	Rastreio	139	R2	R2	Rastreio
103	R2	R2	Rastreio	140	R2	R2	Rastreio
104	R2	R2	Rastreio	141	R2	R2	Rastreio
105	R1	R3	Rastreio	142	R2	R2	Rastreio
106	R3	R4	12 meses	143	R2	R2	Rastreio
107	R3	R2	Rastreio	144	R2	R2	Rastreio
108	R3	R3	Rastreio	145	R2	R2	Rastreio
109	R2	R3	Trat. Hospitalar	146	R1	R2	Rastreio
110	R2	R3	12 meses	147	R2	R2	Rastreio
111	R3	R3	Rastreio	148	R2	R2	Rastreio
112	R3	R3	Rastreio	149	R1	R1	Rastreio
113	R2	R3	12 meses	150	R2	R3	Rastreio
114	R2	R3	Rastreio	151	R2	R2	Rastreio
115	R3	R2	Trat. Hospitalar				

## Anexo VII – Análise dos termogramas adquiridos.

Utente	Localização da assimetria		Temperatura máxima na área da possível lesão (°C)	Diferença de Temperatura em relação à área mais fria na própria mama ( $\Delta T$ 1)	Diferença de Temperatura em relação à área equivalente da lesão na mama contralateral ( $\Delta T$ 2)
	Mama Direita	Mama Esquerda			
1	X		36,1	2,5	1,8
2	X		34,5	1,5	0,8
3		X	33,7	4,4	1,9
4		X	35,4	2,3	1,7
5		X	35,3	2,9	1,2
6	X		34,7	2,2	2,4
7	X		34,6	1,9	0,6
		X	34,9	2,2	1,5
8	X		35,3	1,3	1,1
9	X		34,2	1,9	1,6
10	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
11	X		34,9	1,8	0,3
12	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
13	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
14	X		33,7	1,9	0,8
15	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
16	X		33	1,2	0,4
17	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
18	X		33,9	1,9	0,7
		X	34,4	2	1,5
19	X		34,1	2,1	1,1
		X	33,3	1,2	0,3
20	X		34,7	1,8	1,8
21	X		33,2	1,3	2,2
22		X	35,2	0,6	1,2
23	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
24	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
25	X		34,1	0,9	0,8
		X	34,8	1	1
26	X		35,6	1	1
27	X		34,9	2	0,9
28	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
29	X		35,3	1,5	0,6
30	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
31	X		35,2	3,2	1,2
		X	32,9	0,9	0,8

Utente	Localização da assimetria		Temperatura máxima na área da possível lesão (°C)	Diferença de Temperatura em relação à área mais fria na própria mama ( $\Delta T 1$ )	Diferença de Temperatura em relação à área equivalente da lesão na mama contralateral ( $\Delta T 2$ )
	Mama Direita	Mama Esquerda			
32	X		33,2	1,9	0,6
33	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
34	X		33,3	1,5	1,6
		X	32,9	1,4	1,3
35	X		34,2	1	0,9
36	X		34,1	1,9	2,8
37	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
38		X	33,9	1,1	2,1
39	X		35,5	2,1	0,8
40	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
41	X		33,5	0,3	0,5
42		X	34,1	2	1,5
43	X		34,7	1,8	1
		X	33,9	0,8	0,3
44	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
45		X	34	0,9	1
46		X	33,7	0,9	0,6
47		X	34,3	1,3	1
48		X	34,9	1,5	1
49		X	33,7	1,2	1
50	X		33	2,6	2,9
51	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
52	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
53	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
54	X		35	1,2	1
55	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
56	X		34,7	0,7	1,6
		X	35,2	1,4	1,2
57		X	34,9	1,9	1,1
58	X		34,3	1,1	0,3
59	X		33,7	1,2	1,4
60	X		33,4	3,6	2,2
61	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
62	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
63		X	33	1,3	1,3
64	X		34,7	2,7	0,3
		X	33,5	1,1	0,3

Utente	Localização da assimetria		Temperatura máxima na área da possível lesão (°C)	Diferença de Temperatura em relação à área mais fria na própria mama ( $\Delta T 1$ )	Diferença de Temperatura em relação à área equivalente da lesão na mama contralateral ( $\Delta T 2$ )
	Mama Direita	Mama Esquerda			
65		X	34,2	2	1,8
66	X		36,2	2,2	1,6
		X	36,1	2	1,4
67		X	34,8	1,3	0,8
68	X		34,3	1,5	0,6
		X	34	1,3	0,3
69	X		32	2,2	0,8
70	X		33,6	1,2	0,6
71	X		32,9	0,7	1,1
72		X	34,3	0,7	1,2
73		X	33,7	1,9	1,3
74	X		34,9	2,4	2,2
75		X	33,6	1,6	0,9
76	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
77	X		32,1	2,2	0,8
78	X		34	2,3	0,1
		X	33,7	1,7	0,7
79	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
80	X		33,8	1,4	0,9
		X	33,9	1,8	0,8
81	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
82	X		34,7	1,9	0,3
83		X	35,1	1,4	0,7
84	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
85	X		34,5	2,1	1,4
86	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
87	X		35,1	1,6	0,6
88	X		34,9	2	0,6
89	X		34,4	1,7	0,8
90	X		33,7	2	1
91	X		34,4	1,2	1
92		X	35	2,5	1
93	X		35,1	2,4	1,3
94	X		36	1,6	0,8
		X	35,3	0,9	0,6
95	X		33,1	2,8	0,5
96	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--

Utente	Localização da assimetria		Temperatura máxima na área da possível lesão (°C)	Diferença de Temperatura em relação à área mais fria na própria mama ( $\Delta T 1$ )	Diferença de Temperatura em relação à área equivalente da lesão na mama contralateral ( $\Delta T 2$ )
	Mama Direita	Mama Esquerda			
97	X		34,3	2,3	1
		X	33,2	1,1	0,4
98	X		35	2,1	0,9
99	X		33,3	2,1	1,5
		X	33,6	2,3	0,6
100	X		33,7	1,5	0,8
		X	34,1	2,4	0,8
101	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
102		X	33,8	3,1	1,2
103	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
104		X	33,9	1,4	0,4
105		X	32,7	1,8	0,5
106	X		34,9	3,4	2,2
		X	34,6	2,7	0,8
107		X	34,4	2,4	1,2
108		X	33,4	1,4	0,9
109	X		33,9	1,8	1,2
		X	33,9	1,9	0,9
110		X	33,3	1,3	0,5
111	X		34,9	2,9	1,8
112	X		35,8	0,6	0,3
113		X	33,2	1,8	1
114		X	33,8	1,8	1,5
115	X		34,2	2,1	1,1
		X	34,1	3	0,6
116	X		36	1,3	1,1
		X	35,7	1,3	0,4
117		X	34,5	2,1	1
118	X		35,3	2,4	1,7
		X	34,2	0,9	0,7
119	X		35	1,2	0,4
		X	35,2	1,7	1,4
120		X	34,2	0,7	0,8
121	X		35,4	2,2	0,7
		X	35,4	1,9	1,4
122	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
123	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--

Utente	Localização da assimetria		Temperatura máxima na área da possível lesão (°C)	Diferença de Temperatura em relação à área mais fria na própria mama ( $\Delta T 1$ )	Diferença de Temperatura em relação à área equivalente da lesão na mama contralateral ( $\Delta T 2$ )
	Mama Direita	Mama Esquerda			
124		X	35,4	1,2	0,5
125	X		35,9	1	0,9
		X	35,9	1	0,3
126	X		35,9	1,8	0,6
127		X	34,9	1	0,7
128	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
129	X		34,7	2,6	1,8
		X	33,2	1,3	0,6
130	X		34,3	1,4	0,4
		X	34,5	0,9	0,4
131		X	35,1	1	0,8
132	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
133	X		35,2	1,1	0,3
		X	35,3	1	0,2
134	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
135		X	36,2	0,8	0,6
136	Sem lesão	Sem lesão	--	--	--
137	Sem lesão	Sem lesão	---	--	--
138		X	34,1	1,1	0,9
139	X		34,1	0,6	0,6
140		X	34,1	0,7	0,7
141		X	34	3,7	2,3
142	Sem lesão	Sem lesão	---	--	--
143	Sem lesão	Sem lesão	---	--	--
144	Sem lesão	Sem lesão	---	--	--
145		X	32,4	1,9	2,7
146	Sem lesão	Sem lesão	---	--	--
147		X	34,3	2,2	1,3
148	Sem lesão	Sem lesão	---	--	--
149	X		33,4	1,5	0,8
150		X	34,6	1,4	1,1
151	X		33,2	1,9	0,4

## Anexo VIII – Classificação final da Termografia.

Utente	Mama com assimetria	AT 1	AT 2	AT 3	Utente	Mama com assimetria	AT 1	AT 2	AT 3
1	Direita	IR3	IR3	IR3	40	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
2	Direita	IR2	IR1	IR1	41	Direita	IR1	IR1	IR1
3	Esquerda	IR3	IR3	IR3	42	Esquerda	IR3	IR2	IR2
4	Esquerda	IR3	IR3	IR3	43	Direita	IR3	IR1	IR1
5	Esquerda	IR3	IR2	IR2		Esquerda	IR1	IR1	IR1
6	Direita	IR3	IR3	IR3	44	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
7	Direita	IR3	IR1	IR1	45	Esquerda	IR1	IR1	IR1
	Esquerda	IR3	IR2	IR2	46	Esquerda	IR1	IR1	IR1
8	Direita	IR2	IR2	IR2	47	Esquerda	IR2	IR1	IR1
9	Direita	IR3	IR3	IR3	48	Esquerda	IR2	IR1	IR1
10	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	49	Esquerda	IR2	IR1	IR1
11	Direita	IR3	IR1	IR1	50	Direita	IR3	IR3	IR3
12	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	51	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
13	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	52	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
14	Direita	IR3	IR1	IR1	53	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
15	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	54	Direita	IR2	IR1	IR1
16	Direita	IR2	IR1	IR1	55	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
17	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	56	Direita	IR1	IR3	IR1
18	Direita	IR3	IR1	IR1		Esquerda	IR2	IR2	IR2
	Esquerda	IR3	IR2	IR2	57	Esquerda	IR3	IR2	IR2
19	Direita	IR3	IR2	IR2	58	Direita	IR2	IR1	IR1
	Esquerda	IR2	IR1	IR1	59	Direita	IR2	IR2	IR2
20	Direita	IR3	IR3	IR3	60	Direita	IR3	IR3	IR3
21	Direita	IR2	IR3	IR2	61	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
22	Esquerda	IR1	IR2	IR1	62	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
23	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	63	Esquerda	IR2	IR2	IR2
24	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	64	Direita	IR3	IR1	IR1
25	Direita	IR1	IR1	IR1		Esquerda	IR2	IR1	IR1
	Esquerda	IR1	IR1	IR1	65	Esquerda	IR3	IR3	IR3
26	Direita	IR1	IR1	IR1	66	Direita	IR3	IR3	IR3
27	Direita	IR3	IR1	IR1		Esquerda	IR3	IR2	IR2
28	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	67	Esquerda	IR2	IR1	IR1
29	Direita	IR2	IR1	IR1	68	Direita	IR2	IR1	IR1
30	Sem lesão	IR1	IR1	IR1		Esquerda	IR2	IR1	IR1
31	Direita	IR3	IR2	IR2	69	Direita	IR3	IR1	IR1
	Esquerda	IR1	IR1	IR1	70	Direita	IR2	IR1	IR1
32	Direita	IR3	IR1	IR1	71	Direita	IR1	IR2	IR1
33	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	72	Esquerda	IR1	IR2	IR1
34	Direita	IR2	IR3	IR2	73	Esquerda	IR3	IR2	IR2
	Esquerda	IR2	IR2	IR2	74	Direita	IR3	IR3	IR3
35	Direita	IR1	IR1	IR1	75	Esquerda	IR3	IR1	IR1
36	Direita	IR3	IR3	IR3	76	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
37	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	77	Direita	IR3	IR1	IR1
38	Esquerda	IR2	IR3	IR2	78	Direita	IR3	IR1	IR1
39	Direita	IR3	IR1	IR1		Esquerda	IR3	IR1	IR1



Utente	Mama com assimetria	ΔT 1	ΔT 2	ΔT 3	Utente	Mama com assimetria	ΔT 1	ΔT 2	ΔT 3
79	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	116	Direita	IR2	IR2	IR2
80	Direita	IR2	IR1	IR1		Esquerda	IR2	IR1	IR1
	Esquerda	IR3	IR1	IR1	117	Esquerda	IR3	IR1	IR1
81	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	118	Direita	IR3	IR3	IR3
82	Direita	IR3	IR1	IR1	119	Esquerda	IR1	IR1	IR1
83	Esquerda	IR2	IR1	IR1		Direita	IR2	IR1	IR1
84	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	Esquerda	IR3	IR2	IR2	
85	Direita	IR3	IR2	IR2	120	Esquerda	IR1	IR1	IR1
86	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	121	Direita	IR3	IR1	IR1
87	Direita	IR3	IR1	IR1	122	Esquerda	IR3	IR2	IR2
88	Direita	IR3	IR1	IR1		Sem lesão	IR1	IR1	IR1
89	Direita	IR3	IR1	IR1	123	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
90	Direita	IR3	IR1	IR1	124	Esquerda	IR2	IR1	IR1
91	Direita	IR2	IR1	IR1	125	Direita	IR1	IR1	IR1
92	Esquerda	IR3	IR1	IR1	126	Esquerda	IR1	IR1	IR1
93	Direita	IR3	IR2	IR2		Direita	IR3	IR1	IR1
94	Direita	IR3	IR1	IR1	127	Esquerda	IR1	IR1	IR1
	Esquerda	IR1	IR1	IR1	128	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
95	Direita	IR3	IR1	IR1	129	Direita	IR3	IR3	IR3
96	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	130	Esquerda	IR2	IR1	IR1
97	Direita	IR3	IR1	IR1		Direita	IR2	IR1	IR1
	Esquerda	IR2	IR1	IR1	Esquerda	IR1	IR1	IR1	
98	Direita	IR3	IR1	IR1	131	Esquerda	IR1	IR1	IR1
99	Direita	IR3	IR2	IR2	132	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
	Esquerda	IR3	IR1	IR1	133	Direita	IR2	IR1	IR1
100	Direita	IR2	IR1	IR1	134	Esquerda	IR1	IR1	IR1
	Esquerda	IR3	IR1	IR1		Sem lesão	IR1	IR1	IR1
101	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	135	Esquerda	IR1	IR1	IR1
102	Esquerda	IR3	IR2	IR2	136	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
103	Sem lesão	IR1	IR1	IR1	137	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
104	Esquerda	IR2	IR1	IR1	138	Esquerda	IR2	IR1	IR1
105	Esquerda	IR3	IR1	IR1	139	Direita	IR1	IR1	IR1
106	Direita	IR3	IR3	IR3	140	Esquerda	IR1	IR1	IR1
	Esquerda	IR3	IR1	IR1	141	Esquerda	IR3	IR3	IR3
107	Esquerda	IR3	IR2	IR2	142	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
108	Esquerda	IR2	IR1	IR1	143	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
109	Direita	IR3	IR2	IR2	144	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
	Esquerda	IR3	IR1	IR1	145	Esquerda	IR3	IR3	IR3
110	Esquerda	IR2	IR1	IR1	146	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
111	Direita	IR3	IR3	IR3	147	Esquerda	IR3	IR2	IR2
112	Direita	IR1	IR1	IR1	148	Sem lesão	IR1	IR1	IR1
113	Esquerda	IR3	IR1	IR1	149	Direita	IR2	IR1	IR1
114	Esquerda	IR3	IR2	IR2	150	Esquerda	IR2	IR2	IR2
115	Direita	IR3	IR2	IR2	151	Direita	IR3	IR1	IR1
	Esquerda	IR3	IR1	IR1					