



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

**AVALIAÇÃO DA CARACTERIZAÇÃO DE LESÕES EM MAMOGRAFIA COM
RECURSO A SISTEMAS CAD (DIAGNÓSTICO ASSISTIDO POR COMPUTADOR)**

ANA CATARINA FILIPE PERRE
DOUTOR LUÍS FREIRE - ESTESL

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Ramo de Imagem Digital com Radiação X

Lisboa, 2012



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

**AVALIAÇÃO DA CARACTERIZAÇÃO DE LESÕES EM MAMOGRAFIA COM
RECURSO A SISTEMAS CAD (DIAGNÓSTICO ASSISTIDO POR COMPUTADOR)**

ANA CATARINA FILIPE PERRE

Orientador: DOUTOR LUÍS FREIRE - ESTESL

JÚRI

DOUTOR LUÍS LANÇA

DOUTOR NUNO MATELA

DOUTOR LUÍS FREIRE

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Ramo de Ressonância Magnética

(esta versão incluiu as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2012

***Avaliação da Caracterização de Lesões em Mamografia com
Recurso a Sistemas CAD (Diagnóstico Assistido por Computador)***

A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que estejam incluídos neste trabalho.

"Só sabemos com exatidão quando sabemos pouco; à medida que vamos adquirindo conhecimentos, instala-se a dúvida."

Johann Goethe

Agradecimentos

À Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (ESTESL) por proporcionar a possibilidade de realização do presente trabalho de investigação;

Ao Professor Luís Manuel Carvalho Freire, meu orientador, pela sua dedicação, disponibilidade, apoio e orientação científica durante a execução deste trabalho de investigação;

À Clínica ECO4 – Ultrasonografia Diagnóstica por conceder a possibilidade de utilização das imagens de mamografia;

Às Professoras Elisabete Carolino e Gilda Cunha pela sua disponibilidade em esclarecer as dúvidas relativas à parte estatística do trabalho;

Ao João e aos meus pais pela paciência e apoio prestado durante a realização deste trabalho.

Resumo

Os sistemas *Computer-Aided Diagnosis* (CAD) auxiliam a detecção e diferenciação de lesões benignas e malignas, melhorando o diagnóstico do cancro da mama. Podem, por isso, ajudar a ultrapassar muitos dos fatores que eventualmente prejudicam a capacidade de detecção de lesões por parte dos clínicos como sejam a incerteza, a fadiga ocular, questões ambientais como a iluminação, a falta de qualidade das imagens, falta de estudos comparativos e, em alguns casos, a falta de experiência do médico especialista.

O principal objetivo deste trabalho é verificar se a utilização concomitante da medida da dimensão fractal (DF) tradicional (a qual designamos por *DF de contorno*) com uma nova medida da dimensão fractal por nós proposta (a qual designamos por *DF de área*), ambas calculadas através do método *box-counting*, após a aplicação prévia, ou não, de algoritmos de dilatação/erosão, pode auxiliar a classificação das lesões mamográficas de acordo com a escala BIRADS e permitir diferenciação destas entre lesões benignas e malignas.

Os resultados obtidos durante este trabalho indicam que a DF de contorno constitui, uma medida útil na classificação lesões de acordo com as diferentes categorias da escala BIRADS; no entanto, a utilização combinada das medidas de DF propostas pode auxiliar a classificação, evitando desse modo a ocorrência de erros. No que diz respeito à diferenciação das lesões, a DF de contorno fornece bons resultados, sobretudo no caso lesões benignas, microcalcificações e áreas de distorção ou densificações irregulares no caso de lesões mamárias malignas (BIRADS 4 e 5). Neste caso, a DF de área pode ser utilizada em complementaridade, de forma a auxiliar na diferenciação das lesões uma vez que, por si só não apresenta resultados suficientemente satisfatórios.

Palavras-chave: Mamografia, CAD, Lesões mamárias, Dimensão Fractal

Abstract

Computer-Aided Diagnosis (CAD) systems can assist the detection and the differentiation of benign and malignant lesions, increasing the performance of breast cancer diagnosis. They help overcoming the main confounding factors that may hinder the detection by clinicians.

The main purpose of this work is to assess if the concomitant use of the traditional fractal dimension (FD) measure (which we call contour FD) with a new proposed measure of fractal dimension (which we call area FD), both computed by box-counting method, after the previous application, or not, of region growing/erosion algorithms, can improve the differentiation of benign and malignant lesions. To accomplish this goal, each mammogram in our database was segmented and analyzed using the box-counting method, in order to obtain the different FD measures of lesions.

Results indicate that the “traditional” contour FD is a useful measure in the differentiation of lesions according to the BIRADS scale and type, although, in some situations, errors occur. The combined use of contour FD with the four proposed FD measures can improve the classification of lesions according to the BIRADS scale. Results also indicate that the differentiation of lesions relatively to their type can also be improved by the combined use of contour and area FD measures.

Keywords: *Mammography, CAD, Breast Lesions, Fractal Dimension*

Índice

Capítulo 1 - Introdução	1
Capítulo 2 - Conceitos Fundamentais	5
2.1. Mama - Anatomia e Fisiologia	5
2.2. Principais Patologias da Mama.....	8
2.2.1. Patologias Benignas da Mama.....	9
2.2.2. Patologias Malignas da Mama	10
2.3. Diagnóstico das patologias da mama	11
2.3.1. Mamografia.....	12
2.3.2. Ultrasonografia.....	21
2.4. Classificação da mama	22
2.5. Sistema de Classificação BIRADS	24
2.6. <i>Computer Aided Diagnosis</i> (CAD)	28
2.7. Dimensão Fractal	32
2.7.1. Espaço fractal	33
2.7.2. Análise fractal	34
2.9. Algoritmos de Dilatação/Erosão.....	35
2.10. Estatística.....	36
2.10.1. Condições de Aplicabilidade	36
2.10.2. Testes Paramétricos e Não-Paramétricos.....	36
Capítulo 3 – Metodologia de Abordagem	39
3.1. Problemática em Estudo.....	39
3.2. Hipóteses de Investigação.....	40
3.3. Unidade de Análise	40
3.4. Metodologia.....	45
3.5. Conceptualização das variáveis	49
Capítulo 4 - Apresentação e Análise de Resultados.....	51
4.1. Considerações gerais.....	51

4.2. DF de Contorno vs. Escala BIRADS.....	54
4.3. DF da Área vs. Escala BIRADS.....	57
4.4. DF de Contorno vs. Tipo de Lesão.....	59
4.5. DF de área vs. Tipo de lesão.....	62
4.6. DF de Contorno vs. DF de Área.....	66
4.7. DF de contorno vs. DF de contorno após aplicação de D/E.....	67
4.8. DF de área vs. DF de área após aplicação D/E.....	69
4.9. DF de contorno D/E vs. Escala BIRADS.....	70
4.10. DF de área D/E vs. Escala BIRADS.....	74
4.11. Diferença entre DF de área antes e após aplicação de D/E.....	76
Capitulo 5 - Conclusão e Perspetivas futuras.....	81
5.1. Conclusões.....	81
5.2. Perspetivas Futuras.....	84
6. Referências Bibliográficas.....	85
Anexo A.....	91
Anexo B.....	93
Anexo C.....	97
Anexo D.....	99
Anexo E.....	108
Anexo F.....	117
Anexo G.....	118
Anexo H.....	120
Anexo I.....	122
Anexo J.....	126
Anexo K.....	130

Índice de Figuras

Figura 1 - Localização mamária.....	6
Figura 2 - Anatomia de superfície da mama.....	6
Figura 3 - Representação de corte sagital da mama.....	7
Figura 4 - Representação do método de localização por quadrantes.....	8
Figura 5 – Representação esquemática de uma ampola de raios-X.	12
Figura 6 - Mamografo Digital.....	14
Figura 7 – Esquema representativo do funcionamento dos detetores.....	15
Figura 8 – Padrão de teste de resolução em raio-X.	16
Figura 9 – MTF (ecrã-película e sistemas conversão indireta e direta).	16
Figura 10 – Imagem ilustrativa da alteração do contraste de uma estrutura.....	17
Figura 11 – Curva de contraste de uma imagem de mamografia convencional.	18
Figura 12 – DQE (ecrã-película e sistema com detetores digitais).....	19
Figura 13 – Posicionamento nas incidências a) CC e b) OML.	20
Figura 14 - Exame mamográfico, incidências a) CCE e b) OMLE.	20
Figura 15 - Imagem de mamografia, incidência CCL.	22
Figura 16 - Exame mamográfico, incidências a) CCD e b) OMLD.....	23
Figura 17 - Exame mamográfico, incidências a) CCE e b) OMLE.	23
Figura 18 - Exame mamográfico, incidências a) CCD e b) OMLD.....	24
Figura 19 – Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 1	26
Figura 20 - Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 2	27
Figura 21 - Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 3	27
Figura 22 - Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 4	27
Figura 23 - Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 5	28
Figura 24 - Ilustração Sistemática de um sistema CAD-Dx Automático.	30
Figura 25 - Similaridade entre tecido mamário e fractais gerados sinteticamente.	33
Figura 26 - <i>Koch Snowflake</i> fractal com comprimento infinito e área zero.	33
Figura 27 - O <i>Koch Snowflake</i> coberto por quadrados cada vez menores.	34
Figura 28 - Curva log-log adquirida através do método <i>Box Counting</i>	35
Figura 29 – Representação esquemática do algoritmo de dilatação	36
Figura 30 – Imagem de mamografia original e ROI.....	45
Figura 31 – Exemplo da segmentação manual de um nódulo	46
Figura 32 – Contabilização dos <i>pixels</i> para uma box de maior dimensão.	46
Figura 33 - Contabilização dos <i>pixels</i> para uma <i>box</i> de menor dimensão.	47
Figura 34 – Exemplo da aplicação do algoritmo de D/E em nódulo BIRADS 2	47
Figura 35 – Exemplo da aplicação do algoritmo de D/E em nódulo BIRADS 5.	47

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Descrição das diferentes categorias da escala BIRADS.....	26
Tabela 2 – Tabela relativa aos testes de hipóteses passíveis de aplicar.....	37
Tabela 3 – Contabilização do número de imagens recolhidas na 1ª fase do estudo ...	41
Tabela 4 – Tabela resumo das características dos grupos de variáveis em estudo	51
Tabela 5 - Tabela resumo das características dos grupos de variáveis em estudo	53
Tabela 6 – Resultados da média e desvio padrão da DF de Contorno/BIRADS	54
Tabela 7 – Coeficientes de <i>Pearson</i> , <i>p</i> , teste de <i>M-W</i> para DF de contorno/BIRADS. 56	
Tabela 8 - Resultados da média e desvio padrão da DF da área/BIRADS.....	57
Tabela 9 – Resultados da média e desvio padrão da DF de contorn/tipo de lesão.	59
Tabela 10 – Coeficiente de <i>Pearson</i> , <i>p</i> , testes S-W e K-S DF_0/tipos de lesão.....	60
Tabela 11 – Coeficiente de <i>Pearson</i> , <i>p</i> , teste de <i>M-W</i> para DF_0/tipos de lesão.....	61
Tabela 12 – Resultados da média e desvio padrão da DF de área/tipo de lesão.....	63
Tabela 13 – Valores <i>p</i> dos testes S-W e K-S da DF de área/tipos de lesão.....	64
Tabela 14 – Coeficiente de <i>Pearson</i> , <i>p</i> , teste de <i>M-W</i> da DF de área/tipos de lesão. .65	
Tabela 15 – Comparação dos resultados da DF de área com a DF de contorno	66
Tabela 16 – Estatística descritiva da DF de contorno de área das lesões.....	66
Tabela 17 – Estatística descritiva da DF de contorno e DF de contorno após D/E.....	67
Tabela 18 - Estatística descritiva da DF de área e DF de área após D/E	69
Tabela 19 - Resultados da média e desvio padrão da DF de Contorno/BIRADS.	71
Tabela 20 – Coeficientes de <i>Pearson</i> , teste de <i>M-W</i> para DF_0 após D/E-BIRADS... 73	
Tabela 21 - Comparação dos resultados da DF de contorno antes e após D/E.	73
Tabela 22 - Valores da diferença dos valores médios da DF_0 antes e após D/E	74
Tabela 23 - Resultados da média e desvio padrão da DF de área/BIRADS.....	74
Tabela 24 - Coeficientes de <i>Pearson</i> , <i>p</i> , teste <i>M-W</i> para DF_1 após D/E - BIRADS... 76	
Tabela 25 - Resultados da média e desvio padrão da \neq entre a DF_1_DE/BIRADS... 77	
Tabela 26 - Coeficientes de <i>Pearson</i> , teste <i>M-W</i> comparação DF_1_Final/BIRADS. . 79	

Índice de Gráficos

Gráfico 1 – Gráfico de frequência relativo à idade dos utentes incluídos no estudo. ...	42
Gráfico 2 – Frequência relativa à densidade mamária das imagens	43
Gráfico 3 – Gráfico de Frequência relativo ao tipo de lesão das imagens	43
Gráfico 4 – Gráfico de frequência relativo à escala BIRADS atribuída às imagens.	44
Gráfico 5 – Gráfico de frequência relativo às incidências das imagens	44
Gráfico 6 – Exemplo do gráfico obtido no cálculo da DF	48
Gráfico 7 – Comparação das médias e desvios padrão da DF contorno/BIRADS.....	55
Gráfico 8 – Comparação das médias e desvios padrão da DF área/BIRADS.	57
Gráfico 9 – Comparação das médias e desvios padrão DF contorno/tipo de lesão.....	59
Gráfico 10 – Comparação das médias e desvios padrão DF/tipo de lesão.....	63
Gráfico 11 - Comparação das médias e desvios padrão DF_0_DE/BIRADS	71
Gráfico 12 - Comparação das médias e desvios padrão da DF_1_DE/BIRADS.	75
Gráfico 13 - Comparação das médias e desvios padrão da DF_1_Final/BIRADS.....	77

Índice de Siglas

ACR	<i>American College of Radiology</i>
ADC	Conversor Analógico-Digital
a-Se	Selênio Amorfo
BIRADS	<i>Breast Imaging Reporting and Data System</i>
CAD	<i>Computer-Aided Diagnosis</i>
CC	Crânio-Caudal
CCD	<i>Charge Coupled Device</i>
CCD	Crânio-Caudal Direita
CCE	Crânio-Caudal Esquerda
cm	Centímetro
d.d.p.	Diferença de Potencial
D/E	Dilatação/Erosão
DF	Dimensão Fractal
DF0	Dimensão Fractal de contorno
DF0DE	Dimensão Fractal de contorno após dilatação/erosão
DF_0_de20	Dimensão Fractal de contorno após dilatação/erosão 20 vezes
DF1	Dimensão Fractal de área
DF1DE	Dimensão Fractal de área após dilatação/erosão
DF_1_de20	Dimensão Fractal de área após dilatação/erosão 20 vezes
DF_1_Final	Diferença entre a DF de área antes e após dilatação/erosão
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DQE	<i>Detective Quantum Efficiency</i>
<i>D-Slope</i>	Declive da reta
EQD	Eficiência Quântica de Detecção
EUA	Estados Unidos da América
FD	<i>Fractal Dimension</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FOV	<i>Field of View</i>

INE	Instituto Nacional de Estatística
IP	<i>Image Plate</i>
kg	Quilograma
kgf	Quilograma-força
K-S	<i>Kolmogorov-Smirnov</i>
kV	Quilovolt
kVp	Quilovolt-pico
LSD	<i>Least Significant Bytes</i>
OML	Oblíqua Médio-Lateral
OMLD	Oblíqua Médio-Lateral Direita
OMLE	Oblíqua Médio-Lateral Esquerda
mm	Milímetro
MSD	<i>Most Significant Bytes</i>
MTF	<i>Modulation Transfer Function</i>
M-W	<i>Mann-Whitney</i>
N	Newton
OML	Oblíqua Médio-Lateral
OMS	Organização Mundial de Saúde
pl/cm	Pares de Linhas por centímetro
pl/mm	Pares de Linhas por milímetro
QIE	Quadrante Inferior Externo
QII	Quadrante Inferior Interno
QSE	Quadrante Superior Externo
QSI	Quadrante Superior Interno
RSNA	<i>Radiological Society of North America</i>
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i>
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
S-W	<i>Shapiro-Wilk</i>
ROI	<i>Region Of Interest</i>
TFT	<i>Thin Film Transistor</i>

μm	Micrómetro
1D	Uma Dimensão
2D	Duas Dimensões

Siglas de programas:

p2cbc1.0	<i>Program to Calculate Box Counting, versão 1.0</i>
p2cbc2.0_0	<i>Program to Calculate Box Counting, versão 2.0 de contorno</i>
p2cbc2.0_1	<i>Program to Calculate Box Counting, versão 2.0 de área</i>
p2cbc3.0	<i>Program to Calculate Box Counting, versão 3.0 de region growing/erosion</i>
p2ctr1.0	<i>Program to Create the Tar Graphic, versão 1.0</i>
p2cvl1.0	<i>Program to Change Volume Dimensions, versão 1.0</i>
p2eeuk1.0	<i>Program to Extract Edges Using Kernels, versão 1.0</i>
p2hei1.0	<i>Program to Histogram Equalize Image, versão 1.0</i>
p2ri1.0	<i>Program to Reverse Images, versão 1.0</i>
p2spoi1.0	<i>Program to Select Part of Image, versão 1.0</i>
p2ti1.0	<i>Program to Threshod Images, versão 1.0</i>
p2ti2.0	<i>Program to Threshod Images, versão 2.0</i>

Capítulo 1 - Introdução

No estudo da mama são aplicados vários métodos de representação visual que se complementam. O grande objetivo do diagnóstico é a detecção do cancro da mama, considerado o tumor maligno mais frequente em mulheres, e aumentar as expectativas de cura através da sua detecção precoce¹.

A mamografia é considerada o *Gold-Standard* no diagnóstico da patologia mamária, reduzindo a mortalidade em cerca de 30%². Normalmente, a interpretação de imagens médicas é realizada exclusivamente por médicos especialistas³. No entanto, os sistemas de diagnóstico assistido por computador (CAD - *Computer-Aided Diagnosis*) são considerados uma ferramenta útil e eficaz de auxílio no diagnóstico clínico de diversas patologias, entre as quais se incluem as patologias da mama⁴.

Neste caso, os sistemas CAD auxiliam a detecção e diferenciação de lesões benignas e malignas, aumentando a performance no diagnóstico do cancro da mama⁵, pois ajudam a ultrapassar certos fatores que podem prejudicar a capacidade de detecção por parte dos clínicos, nomeadamente, a incerteza, a fadiga ocular, questões ambientais como a iluminação, a falta de qualidade das imagens, falta de estudos comparativos e, em alguns casos, a falta de experiência do médico especialista⁶.

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), o cancro de mama é o quinto tipo de cancro mais frequente a nível mundial, tendo provocado cerca de 458 mil mortes em 2008⁷. De acordo com os dados da Globocan, mundialmente, este é o tipo de cancro mais frequente em mulheres, com uma incidência de 38,9% em 2008⁸. Segundo dados do Instituto Nacional de Estatística (INE), relativos a estudos efetuados em 2009, os tumores/neoplasias constituem uma das principais causas de morte em Portugal, representando um valor de 23,2% do total de óbitos. O mesmo autor refere que, de entre os tumores malignos, em 2009, o tumor maligno da mama é a principal causa de morte em mulheres, apresentado um valor de 16,3%⁹. Através destes dados é possível ter a perceção da importância do diagnóstico do cancro de mama, principalmente numa fase precoce, de forma a garantir um tratamento eficaz e bem-sucedido.

Pelo acima exposto, é fácil compreender a importância de que se revestem todas as tecnologias capazes de melhorar a qualidade do diagnóstico clínico. Um dos exemplos mais notáveis neste domínio é dado pelos sistemas CAD, que surgiram na década de 90 com o principal objetivo de auxiliar o diagnóstico de diversas patologias. Este auxílio pode ser dado em diferentes vertentes, como sejam a localização de lesões e a sua caracterização. No caso da mamografia, estes sistemas CAD têm permitido, igualmente, reduzir a quantidade de biopsias desnecessárias¹⁰ (entre 65 e 85% das biopsias são realizadas em lesões benignas), melhorando o bem-estar das utentes e reduzindo o custo global dos cuidados de saúde.

O principal objetivo deste trabalho é avaliar o desempenho de alguns métodos computacionais, bem estabelecidos, na caracterização das lesões em mamografia e, concomitantemente, dotar estes métodos de novas rotinas de processamento de imagem avaliando, em seguida, se o desempenho do novo método é, ou não, superior ao inicial. Utilizaram-se imagens de diversas lesões mamográficas que, após a sua deteção, foram classificadas consoante o seu grau de malignidade, tendo em conta a escala BIRADS (*Breast Imaging Reporting and Data System*) atribuída a cada imagem, obtida através de exame mamográfico de rotina, por uma médica radiologista com vasta experiência na área do diagnóstico de patologias da mama. Do conjunto de imagens adquiridas foram excluídas as imagens que não satisfaziam os critérios necessários para a realização do estudo. Posteriormente foi realizada a segmentação manual das lesões presentes nas imagens selecionadas e foi calculada a respetiva Dimensão Fractal (DF) de contorno e de área, antes e após a aplicação do algoritmo

de dilatação/erosão, através do método *box counting*. Os resultados obtidos foram comparados entre si, entre as diferentes escalas BIRADS e entre os diferentes tipos de lesão. Por último foi calculada a diferença entre a DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão e foi realizada, mais uma vez, a comparação desta medida entre as diferentes escalas BIRADS.

No Capítulo 2, são apresentados os conceitos fundamentais para complemento do estudo realizado; no capítulo seguinte, para além da motivação do estudo, são descritas as metodologias utilizadas; no Capítulo 4 é feita a apresentação e análise dos resultados e, por último, são apresentadas as conclusões e perspectivas de trabalho futuras.

Capítulo 2 - Conceitos Fundamentais

2.1. Mama - Anatomia e Fisiologia

Biologicamente a mama é uma glândula sudorípara modificada, característica dos mamíferos e destinada à segregação de leite, assegurando a alimentação do recém-nascido¹¹. Enquanto a mama masculina se mantém rudimentar durante toda a vida, a mama feminina sofre alterações diretamente relacionadas com o processo funcional do sistema genital feminino¹¹. Neste caso, a mama encontra-se pouco desenvolvida antes da puberdade, sendo constituída maioritariamente por tecido fibro-glandular e uma baixa percentagem de gordura. No seu desenvolvimento ocorre uma substituição lenta do tecido fibro-glandular por tecido adiposo⁶, alcançando o seu maior desenvolvimento nos últimos meses da gravidez, e sobretudo a partir do parto, no período de aleitamento. Na menopausa, a mama é maioritariamente constituída por tecido adiposo¹¹.

O tamanho da mama varia de mulher para mulher e, inclusive na mesma mulher, dependendo da sua idade e da influência de diversas hormonas¹². A sua localização pode alterar-se em função da forma e tipo de tórax. Geralmente encontram-se em número par, direita e esquerda, e situam-se na parte ântero-superior do tórax, entre o esterno e uma linha vertical imaginária, tangente ao limite ântero-interno da axila, adiante aos músculos grande e pequeno peitoral, entre a terceira e sétima costela (Figura 1)^{6,11}.



Figura 1 - Localização mamária¹³.

Superficialmente, encontra-se o mamilo, uma pequena elevação na zona central, de forma cilíndrica ou cônica, que contém uma série de orifícios ductais, designados *orifícios lactíferos*. A área pigmentada que circunda o mamilo, denominada *auréola*, apresenta uma cor mais clara na mulher jovem, escurecendo com a idade e, especialmente, na gravidez. A zona de inserção da porção inferior da mama com a parede anterior do tórax é designada por *prega infra-mamária*. O prolongamento axilar é a faixa de tecido que envolve o músculo peitoral lateralmente (Figura 2)^{12,14}.

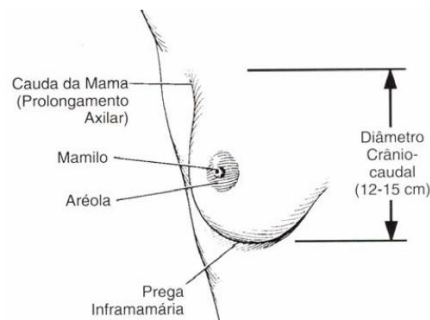


Figura 2 - Anatomia de superfície da mama¹².

Através de um corte sagital da mama adulta, é possível demonstrar a relação da glândula mamária com as estruturas subjacentes da parede torácica (Figura 3)¹². A glândula mamária irradia um prolongamento em direção à axila e está coberta por uma lâmina fina de tecido fibroso, sendo envolta por tecido adiposo em toda a sua extensão, à exceção da auréola. É possível distinguir entre as camadas de tecido adiposo, uma camada anterior ou pré-glandular, a gordura subcutânea, e outra posterior ou retro-glandular, mais fina que a anterior, onde se destaca a *fascia superficialis*, por trás da qual se encontra o músculo peitoral que recobre a parede torácica^{6,12}.

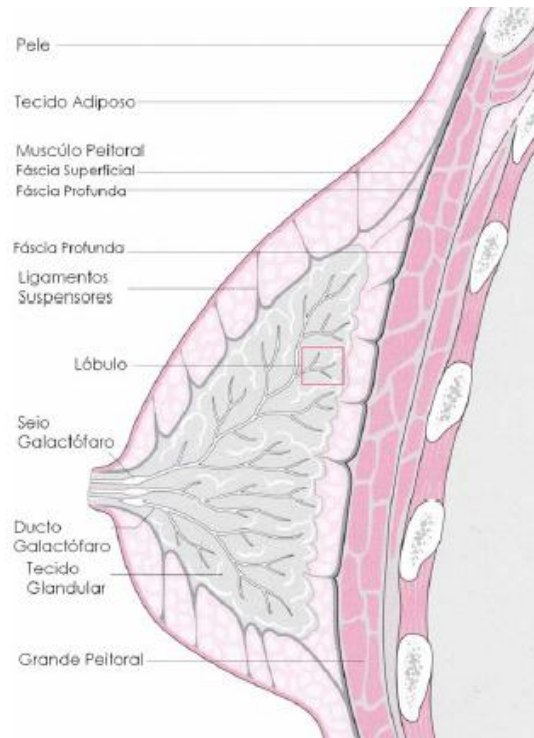


Figura 3 - Representação de corte sagital da mama¹⁴.

O tecido mamário pode ser dividido em três tipos principais, nomeadamente, *tecido glandular do tipo túbulo-alveolar*, *tecido fibroso ou conjuntivo* e *tecido adiposo*¹². O tecido glandular possui 15 a 20 lobos, que se dividem em lóbulos (20 a 40) unidos por tecido conjuntivo que suporta vasos sanguíneos e ductos (Figura 3). Os lóbulos menores são constituídos por aglomerados de alvéolos (10 a 100), que posteriormente se abrem para formar ductos galactóforos terminais^{14,15}. Cada ducto dilata-se numa pequena ampola que serve de reservatório de leite, um pouco antes de terminar numa minúscula abertura na zona do mamilo. O tecido fibroso interlobular circunda e serve de apoio aos lobos e outras estruturas glandulares, as suas extensões, formando faixas de tecido fibroso, são conhecidas por *ligamentos de Cooper* ou *suspensores da mama*, e a sua função é a de suporte da glândula mamária¹².

A mama é irrigada por uma extensa rede arterial, venosa e linfática⁶. Algumas veias de maior calibre podem ser distinguidas na mamografia¹². Os vasos linfáticos são responsáveis pelo transporte da linfa e terminam em pequenos órgãos arredondados, os *gânglios linfáticos*, que se encontram agrupados em zonas próximas da mama, nomeadamente, na axila, acima da clavícula e na zona posterior do esterno¹⁶.

Geralmente são utilizados dois métodos para subdividir a mama em pequenas áreas de modo a descrever a localização das lesões, especificamente, o *sistema de quadrantes* e o *sistema do mostrador de relógio*¹². O sistema de quadrantes (Figura 4) é o mais utilizado, descrevendo quatro quadrantes, utilizando o mamilo como centro: Quadrante Superior Externo (QSE), Quadrante Superior Interno (QSI), Quadrante Inferior Externo (QIE) e Quadrante Inferior Interno (QII)^{12,14}.

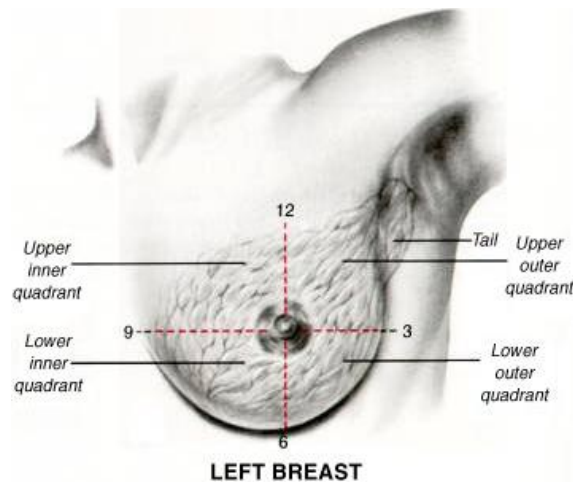


Figura 4 - Representação do método de localização por quadrantes¹⁷.

2.2. Principais Patologias da Mama

Um nódulo caracteriza-se por um espessamento localizado numa região da mama, geralmente unilateral e que não desaparece com a menstruação¹⁴. As patologias da mama podem ser divididas em dois subgrupos, a saber, *patologias benignas* e *patologias malignas*¹⁸, as quais têm em conta determinadas características úteis na avaliação de uma lesão palpável da mama:

Lesão benigna: lesões firmes, com textura semelhante a borracha, frequentemente dolorosas, com contornos regulares, móveis, não aderem à pele ou parede torácica, sem retração da pele, sem retração mamilar, sem secreção mamilar sanguinolenta;

Lesão maligna: Pétreas, indolor (dolorosas em apenas 15-20% dos pacientes), irregular, possivelmente aderente à pele ou parede torácica, retração da pele, retração mamilar, secreção mamilar sanguinolenta¹⁵.

2.2.1. Patologias Benignas da Mama

De entre as patologias benignas da mama, há a destacar, os *quistos mamários*, *doença fibroquística da mama*, *fibroadenoma*, *papiloma intraductal* e *abscessos mamários*. Vejamos em seguida as características de cada uma:

- **Quistos Mamários:**

Os quistos são cavidades preenchidas por líquido que se desenvolvem na mama e são facilmente palpáveis¹⁸. São formados pela obstrução ou dilatação dos ductos terminais e podem estar relacionados com alterações hormonais. Podem ser *micro-* ou *macro-quistos*, consoante sejam inferiores ou superiores a 1 centímetro (cm), e *únicos* ou *múltiplos*. Nos casos mais frequentes, são *múltiplos* e *recorrentes* (*podem surgir e desaparecer*), e surgem na faixa etária compreendida entre os 35 aos 50 anos. Apresentam aspeto liso, esférico e rígido⁶.

- **Doença Fibroquística da Mama**

A doença fibroquística da mama é uma lesão que se caracteriza pelo aparecimento simultâneo de dor e inflamação mamária, quistos, epitelose (proliferação anormal das células epiteliais dos ductos), adenose (aumento do número de ácinos no interior dos lóbulos) e cicatriz radial (núcleo fibrótico com extensões radiais)¹⁸. Difere do processo normal de envelhecimento e caracteriza-se por hiperplasias do tecido parenquimatoso. É mais frequente na faixa etária dos 35 aos 50 anos¹⁴.

- **Fibroadenoma**

Os tumores fibrosos da mama são lesões benignas pequenas, de consistência sólida, compostos por tecido fibroso e glandular. Geralmente, surgem em mulheres jovens com idade inferior a 30 anos, frequentemente em adolescentes^{6,18}. São lesões móveis, com bordos bem definidos, palpáveis, compressíveis e, por vezes, lobuladas. Possuem dimensões variáveis, entre 1 a 5 cm, normalmente são unilaterais, solitários, e tendem a calcificar na menopausa¹⁴.

- **Papiloma intraductal**

O papiloma intraductal, como o próprio nome indica, possui ramificações epiteliais dentro do ducto mamário principal, originando um tumor benigno palpável, solitário ou múltiplo. Pode ser acompanhado de um corrimento claro e sanguinolento, possuindo grande probabilidade de se tornar maligno¹⁴.

- **Abcessos Mamários**

O abcesso mamário, em geral, é causado por uma mastite (infecção mamária) não tratada, com tratamento incorreto ou ineficaz¹⁹. Caracteriza-se por uma acumulação de pus na mama, que se apresenta hiperemia e edemaciada, quente e sensível à palpação¹⁸.

2.2.2. Patologias Malignas da Mama

De entre as patologias malignas da mama, o mais frequente é o *carcinoma da mama* propriamente dito, que se pode dividir em dois tipos: *não-invasivo (in situ)* e *invasivo*. Existem ainda outros tipos de carcinoma da mama, mas com menor representação clínica, nomeadamente o carcinoma inflamatório (1 a 4% dos carcinomas da mama, originado pela obstrução dos canais linfáticos dérmicos) e a Doença de *Paget* (doença eczematoide crónica do mamilo)⁶.

- **Carcinoma da Mama**

O cancro da mama deve-se à transformação maligna (mutação) das células da mama, que adquirem características atípicas, proliferam de forma exagerada e formam o tumor^{15,20}. O carcinoma da mama é geralmente causado por alterações neoplásicas nas células ductais, originando tumores nestes tecidos ou em tecidos adjacentes¹⁴.

Existem determinados fatores de risco que aumentam a probabilidade de desenvolvimento de carcinoma da mama, tais como, a idade, antecedentes familiares, ausência de filhos ou primeira gravidez tardia (após 30 anos), menarca precoce ou menopausa tardia, maus hábitos alimentares, terapia com estrogénios e fatores genéticos^{14,20,21}.

O cancro de mama é classificado de acordo com o tipo de tecido no qual tem origem e com a extensão da sua disseminação. Pode originar-se nas glândulas lactíferas, nos canais lactíferos, no tecido adiposo ou tecido conjuntivo⁶. Esta patologia possui uma classificação heterogénea no que diz respeito ao seu percurso clínico, podendo apresentar-se em dois tipos: *não-invasivo (in situ)* ou *invasivo*²¹.

O carcinoma *in situ* caracteriza-se por um crescimento das células neoplásicas dentro dos ductos sem invadir a membrana basal, e pode ser subdividido em carcinoma ductal *in situ* ou intraductal, que tem origem nos ductos lactíferos de maior dimensão e tende a apresentar-se como uma lesão palpável e localizada; e carcinoma lobular *in situ*, que surge na zona do ducto terminal e apresenta um distribuição ligeiramente difusa através da mama, sem evidência de lesão palpável^{15,21}.

No carcinoma invasivo, pelo contrário, existe uma penetração das células neoplásicas na membrana basal de um ducto e extensão de agregados de células neoplásicas no estroma mamário²¹. O carcinoma lobular invasivo é o segundo tipo histológico mais comum, depois do carcinoma ductal, sendo associado a uma elevada taxa de multifocalidade e bilateralidade¹⁵.

Segundo Rodrigues do Santos, cerca de 70% dos carcinomas da mama estão situados centralmente ou nos quadrantes superiores externos, são lesões de difícil diferenciação do tecido adjacente e maioritariamente assintomáticos¹⁴. As manifestações clínicas deste tipo de neoplasia são, geralmente, tardias e podem incluir, primeiramente, a presença de um nódulo indolor palpável na mama, que posteriormente pode dar origem a outros sintomas, nomeadamente, sensibilidade mamária, irritação na pele ou ondulações, dor, escamação, ulceração, retração e secreção mamilar, que pode ser sanguinolenta, serosa e de várias tonalidades²¹.

As metástases com origem no cancro de mama podem atingir todo o organismo, mas a sua disseminação é, na maioria dos casos, óssea, pulmonar, hepática e cerebral. A terapêutica e o prognóstico dependem do estadio da doença. Os meios terapêuticos mais usuais são a cirurgia, a quimioterapia, a radioterapia e a terapia hormonal¹⁴.

2.3. Diagnóstico das patologias da mama

No estudo das patologias da mama são utilizados diversos meios de complementares de diagnóstico, sendo os mais frequentes a *Mamografia* e a *Ultrasonografia Mamária*, que geralmente se complementam e são muitas vezes realizadas em simultâneo.

2.3.1. Mamografia

A mamografia é um exame de diagnóstico por imagem, que tem como principal objetivo o estudo do tecido mamário. Através da utilização de um feixe de radiação X obtém-se uma projeção bidimensional das estruturas tridimensionais que compõem a mama⁵. É um método extremamente sensível na detecção de tumores mamários clinicamente ocultos²².

A mamografia pode ser realizada por rotina, em mulheres assintomáticas, ou para diagnóstico¹⁴. O rastreio do cancro de mama é uma ferramenta fundamental na detecção de lesões em estadios iniciais, permitindo um prognóstico favorável e um aumento na taxa de sucesso dos tratamentos^{6,23}.

A idade ideal para a realização da primeira mamografia é um tema controverso, existindo diferentes opiniões. Perante um exame clínico negativo, raramente está indicada antes dos 40 anos²², exceto quando existem fatores de risco associados. No entanto, atualmente, são cada vez mais os médicos que prescrevem este exame a mulheres cada vez mais jovens. A partir dos 50 anos a mamografia deve ser realizada de 2 em 2 anos, podendo ser necessária a sua repetição em intervalos menores de 6 a 12 meses, no caso de existirem lesões duvidosas¹⁴.

2.3.1.1. Princípios Físicos

A imagem obtida em mamografia deve-se à interação da radiação X com os diferentes tecidos que constituem a mama²⁴. A radiação X (eletromagnética) é produzida quando elétrons com elevadas energias cinéticas interagem com um alvo (ânodo), existente na ampola de raios X. Na figura 5 encontra-se esquematizada uma ampola de raios X²⁴.

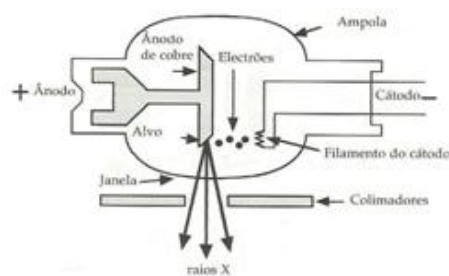


Figura 5 – Representação esquemática de uma ampola de raios-X e seus componentes²⁴.

O tubo de raio-X é constituído por uma ampola de vidro, no interior da qual se encontra o cátodo (pólo negativo) e o ânodo (pólo positivo). Enquanto na maioria dos equipamentos de raios X o ânodo é composto por tungsténio, nos equipamentos de mamografia o ânodo é formado por molibdénio ou por uma mistura de molibdénio e ródio²⁵. O cátodo é constituído por um filamento de tungsténio de alta resistência, o qual atinge uma temperatura elevada devido à passagem de uma corrente elétrica. Assim, são libertados eletrões por efeito termiônico, os quais são acelerados em direção ao ânodo por meio da aplicação de uma diferença de potencial (d.d.p.) elétrico entre o cátodo e o ânodo (no caso da mamografia, esta d.d.p. situa-se, tipicamente entre 25 e 35 kV). Os eletrões acelerados embatem numa área do ânodo designada por *foco* ou *alvo*, dando origem à produção de radiação X através de dois fenómenos distintos; no primeiro, o eletrão ioniza um átomo do alvo, o qual, ao regressar ao estado fundamental, emite um fóton X; no segundo, um fóton X é produzido devido à desaceleração do eletrão incidente no material. Nestes dois casos, a radiação X produzida é designada por *característica* ou *de travagem* (do alemão *bremsstrahlung*). O feixe de radiação X sai da ampola através de uma janela de vidro rádio-transparente, sendo em seguida colimado por placas de chumbo destinadas a limitar e dirigir o feixe^{24,26}.

2.3.1.2. Caracterização dos sistemas de mamografia

Para obter uma imagem, a radiação X atravessa a mama, sendo absorvida diferencialmente pelos tecidos. A deteção da radiação X pode ser realizada recorrendo a diferentes fenómenos físicos, os quais estão na base dos diversos tipos de sistemas de deteção atualmente existentes, nomeadamente sistemas de ecrã-película ou sistemas digitais (indiretos ou diretos)²⁴.

Sistemas de mamografia

Os aparelhos de *mamografia digital* (Figura 6) utilizam sistemas de deteção digitais em vez dos tradicionais sistemas de ecrã-película que estiveram na génese da mamografia convencional. As vantagens da mamografia digital em relação à mamografia convencional são as seguintes: a) maior eficiência quântica de deteção (EQD); b) obtenção de imagens de alta resolução, o que irá influenciar positivamente a dose de radiação e a qualidade de imagem em mamografia^{27,28}; c) possibilidade de transferência e armazenamento computacional, pois a imagem é convertida num sinal

digital, eliminando o espaço físico necessário para o arquivo, típico da mamografia convencional, e; d) permite não só o posterior ajuste da escala de cinzentos de forma a otimizar o contraste da imagem, mas também a aplicação de algoritmos computacionais que possibilitam a melhoria da análise e do diagnóstico das patologias da mama²⁸.



Figura 6 - Mamografo Digital²⁷.

Os detetores digitais em mamografia podem ser divididos em duas categorias: detetores de conversão *indireta* e *direta* (Figura 7). Os detetores digitais de conversão indireta utilizam um princípio de formação de imagem similar ao ecrã-película, no qual um cintilador (CsI(Tl)) absorve os raios-X, o que resulta, posteriormente, no aparecimento de um sinal luminoso, o qual será detetado por um conjunto de foto-detetores que o transformarão num sinal elétrico. No entanto, os sistemas de conversão indireta apresentam desvantagens, nomeadamente, a degradação da resolução espacial causada pela emissão e difusão da luz no cintilador e eficiência quântica baixa causada pela utilização de cintiladores de baixa espessura²⁸. Os detetores digitais de conversão direta absorvem os fótons de raios-X e, em apenas uma etapa, convertem-nos em carga elétrica, eliminando os problemas associados à dispersão de luz inerentes aos sistemas de conversão indireta²⁷. O selénio amorfo (a-Se) é um material de excelência utilizado nos detetores de mamografia, devido à sua elevada eficiência na absorção de raios-X, elevada resolução intrínseca, baixo ruído e processo de fabricação bem estabelecido²⁸.

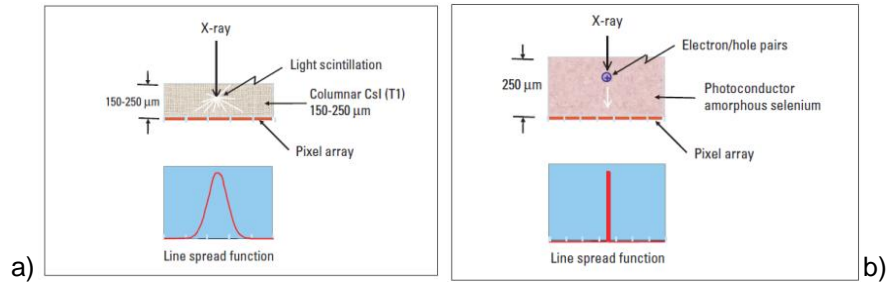


Figura 7 – Esquema representativo do funcionamento dos detectores de conversão a) indireta, e b) direta²⁸.

Um sistema de mamografia pode ser caracterizado através de diferentes parâmetros, nomeadamente, resolução espacial, gama dinâmica e eficiência quântica de deteção. Vejamos em seguida cada um destes parâmetros.

Resolução espacial:

Os sistemas de mamografia devem ter a capacidade de produzir imagens que revelem todos os pormenores de interesse presentes na mama da pessoa examinada, tais como microcalcificações que podem possuir dimensões na ordem dos 100 a 200 micrómetros (µm). Os processos de interação e deteção da radiação X e de produção da imagem influenciam decisivamente a resolução espacial do sistema, a qual está relacionada com a capacidade de visualizar estruturas de pequena dimensão na imagem mamográfica e, indiretamente, com o tamanho do *pixel*²⁸.

A resolução espacial pode ser definida como a distância mínima entre duas estruturas pontuais para que estas sejam percebidas como duas estruturas independentes²⁹. Os detectores de conversão indireta possuem pior resolução (100 a 200 µm – dependendo da dimensão do *Image Plate* - IP) que os detectores de conversão direta (120 a 200 µm), isto porque existe a desvantagem da etapa intermédia de emissão de luz^{28,30}. O tamanho médio do *pixel* nos sistemas de mamografia digital pode variar entre os 50 e os 100 µm²⁸.

A resolução espacial de um sistema pode ser quantificada através da *Modulation Transfer Function* (MTF). A MTF é uma medida do contraste fornecido pelo sistema de deteção para várias frequências espaciais, ν , as quais são habitualmente expressas em *pares de linhas por centímetro ou por milímetro* (pl/cm ou pl/mm) (Figura 8)²⁸. A resolução espacial mínima num sistema de mamografia digital é de 12 pl/mm³⁰.

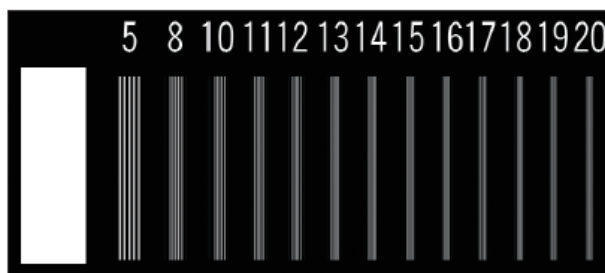


Figura 8 – Padrão de teste de resolução em raio-X, para determinar a resolução espacial de um sistema, em unidades pares de linhas/mm²⁸.

De notar que nos sistemas de conversão indireta a luz pode dispersar-se por vários *pixels*, limitando grandemente a resolução efetiva do sistema. Como está demonstrado na Figura 9, a MTF do detetor do sistema de conversão direta de a-Se é superior em relação ao sistema ecrã-película e ao sistema de conversão indireta²⁸, o que traduz uma melhor resolução espacial para as diferentes frequências espaciais.

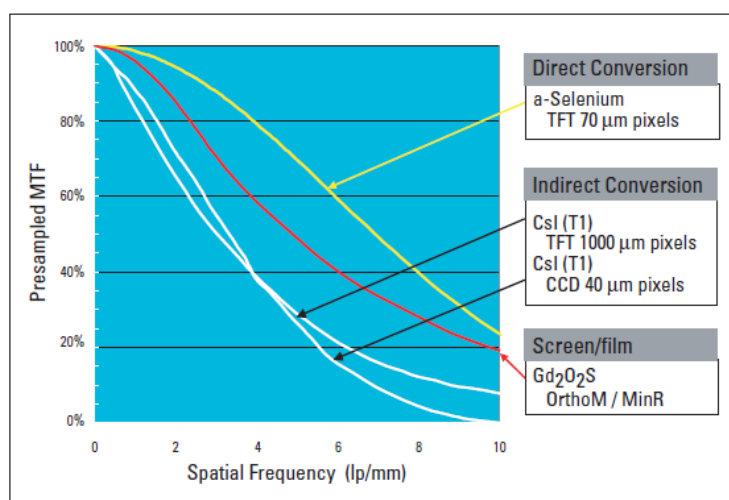


Figura 9 – MTF de um sistema ecrã-película da marca *Kodac*[®], e de sistemas com detetores digitais de conversão indireta e direta²⁸.

No entanto, mesmo com uma MTF alta para elevadas frequências espaciais, pode ocorrer perda de informação devido ao ruído do sistema, como é perceptível na Figura 10. Através do aumento do sinal e/ou da diminuição do ruído de um sistema, é possível aumentar a visibilidade de pequenas estruturas²⁹.

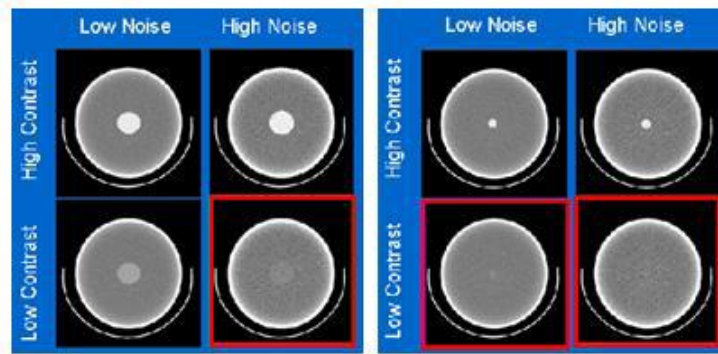


Figura 10 – Imagem ilustrativa do facto que dependendo do tamanho da estrutura, esta é perceptível se existir ou não um elevado contraste em relação ao fundo²⁹.

Gama dinâmica:

Outra vantagem dos sistemas digitais relativamente aos sistemas ecrã-película prende-se com a maior *gama dinâmica*, a qual representa a capacidade de traduzir na imagem vários tons de cinzento, mesmo quando as doses de radiação são muito elevadas, o que poderia levar à saturação por parte do detetor, ou muito baixas. Por esse motivo, a gama dinâmica deve ser ampla, de forma a possibilitar a visualização dos diferentes tecidos mamários desde a parede do tórax até à superfície da pele³⁰.

Como exemplo, apresentamos, na Figura 11, um gráfico ilustrativo da gama dinâmica de um sistema ecrã-película. Como se pode constatar, esta é limitada pois, para doses muito baixas ou muito elevadas, o contraste local da imagem (definido como a inclinação da curva) é reduzido. Por outro lado, os sistemas digitais possibilitam melhores *performances*, com contrastes de 1:10.000, porque apresentam gamas dinâmicas superiores. Para um detetor ideal, sem ruído, deveriam existir cerca de 3100 níveis de cinzento numa imagem típica de mamografia. Desta forma, um sistema que forneça imagens com profundidade de 12 bits (4096 tons de cinzento) não irá degradar a informação adquirida. Assim, as imagens de mamografia digital irão exibir uma qualidade uniforme para diferentes condições de exposição e dimensões mamárias^{28,30}.

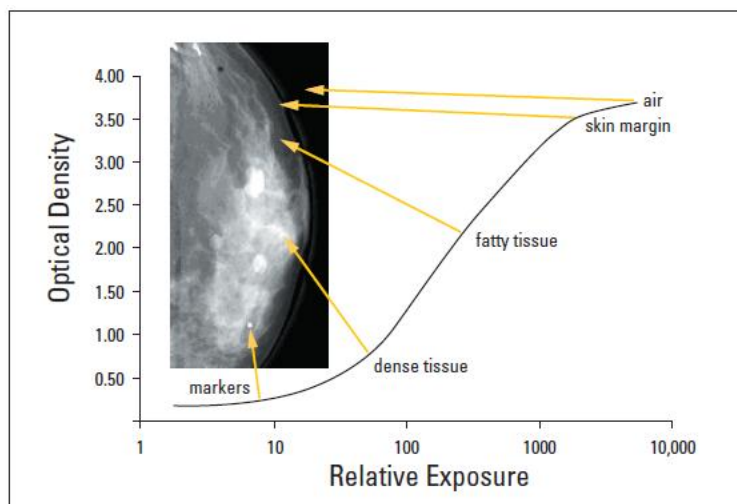


Figura 11 – Curva característica de uma imagem de mamografia de um sistema ecrã-película, ilustrando a forma como o contraste é sub-ótimo para as estruturas mais e menos densas da mama²⁸.

Eficiência quântica de detecção:

A *eficiência quântica de detecção*¹ (EQD) é uma medida da percentagem de fótons de raios X que, chegando ao detetor, são absorvidos (*i.e.*, que interagem com este). Os sistemas com eficiência quântica elevada têm a capacidade de produzir imagens com maior qualidade a baixas doses. Os detetores digitais possuem uma capacidade de detecção superior^{28,29}.

A EQD (não confundir com QDE - *Quantum Detection Efficiency*) relaciona a *Razão Sinal-Ruído* (*Signal to Noise Ratio* - SNR) do sinal de entrada do detetor (radiação incidente) com o SNR do sinal de saída do detetor (radiação detetada)³¹:

$$DQE = \frac{(SNR_{out})^2}{(SNR_{in})^2}$$

Uma vez que se está a relacionar uma variável de saída com uma variável de entrada do sistema, tal pode ser descrito como uma *função de transferência*. Esta função de transferência depende da frequência espacial, ν , (e do quadrado de MTF(ν)), podendo funcionar como uma medida de eficiência de dose^{29,31}:

$$DQE(\nu) = \frac{k \cdot [MTF(\nu)]^2}{W(\nu)}$$

¹ Do inglês *Detective Quantum Efficiency* (DQE).

em que W é o espectro de *Wiener* e k uma constante. O espectro de *Wiener* descreve as características temporais ou espaciais das flutuações do ruído³¹.

Diversos fatores influenciam a EQD, tal como a quantidade de radiação X absorvida, e a relação entre o sinal e o ruído. A Figura 12 demonstra a diferença na EQD entre o sistema ecrã-película e os sistemas com detetores digitais. O sistema de conversão indireta apresenta uma EQD mais elevada que o sistema ecrã-película, principalmente para frequências espaciais baixas, no entanto, a EQD diminui nas frequências espaciais mais elevadas, como consequência do efeito induzido pela luz do cintilador. O sistema de conversão direta supera os dois sistemas mencionados anteriormente no que diz respeito à EQD, pois como o “sinal” não se propaga isotropicamente dentro do meio (como acontece com o sinal luminoso nos detetores indiretos), a EQD é obtida tendo em conta, sobretudo, os limites do *pixel*²³. No entanto, apenas os detetores de a-Se têm a capacidade de absorver o feixe de raios-X com menores perdas de resolução espacial²⁸.

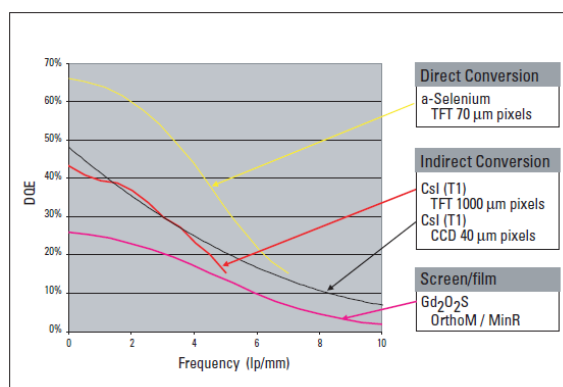


Figura 12 – DQE de um sistema ecrã-película da *Kodac*[®], de um sistema com detetores digitais de conversão indireta e direta²⁸.

2.3.1.3. Considerações Técnicas para a realização de um exame mamográfico:

As incidências básicas realizadas num exame de mamografia são a incidência crânio-caudal (CC) e a incidência oblíqua médio-lateral (OML). Estas incidências são realizadas bilateralmente para comparação (crânio-caudal direita e esquerda – CCD e CCE; oblíqua médio-lateral direita e esquerda – OMLD e OMLE). O tamanho do detetor utilizado é 18 × 24 cm ou 24 × 30 cm, consoante o tamanho da mama em sentido transversal. O valor pico da diferença de potencial (d.d.p.) estabelecida entre o ânodo e o cátodo está, geralmente, compreendida entre 25 e 35 kV (kiloVolt)¹².

Na incidência CC, a altura do suporte de aquisição de imagem é determinada pela elevação da mama até atingir um ângulo de 90° em relação à parede torácica; a mama é puxada para a frente, centralmente ao suporte, com o mamilo posicionado de perfil; o raio é perpendicular e centralizado com a base da mama (Figuras 13a e 14a). Na incidência OML, o tubo de raios-X e o suporte permanecem em ângulo reto entre si, no entanto, o raio é angulado entre 40 e 70° , consoante o biótipo da paciente, e deve-se ajustar a altura do suporte de modo a que o seu topo esteja ao nível da axila; com a paciente de frente para o aparelho coloca-se o braço para a frente apoiado no suporte de forma a incluir o músculo peitoral anterior medialmente fora da parede torácica; o mamilo deve ser posicionado de perfil; a margem superior do dispositivo de compressão estará localizada sob a clavícula e a inferior incluirá a prega infra-mamária (Figuras 13b e 14b)¹².



Figura 13 – Posicionamento nas incidências a) CC e b) OML⁶.

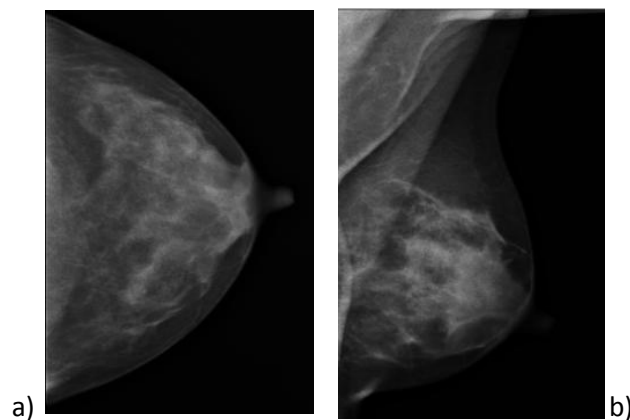


Figura 14 - Exame mamográfico de uma mulher de cerca de 45 anos, incidências a) CCE e b) OMLE. Fonte: ECO4, 2011.

Os aparelhos de mamografia possuem um dispositivo de compressão que é utilizado para comprimir a mama através da aplicação de uma força entre 11 e 20 kgf (quilograma-força), ou seja, entre 108 e 196 N (*Newton*), sendo este controlado pelo técnico executante. A compressão mamária tem uma dupla função: em primeiro lugar, a diminuição da espessura da mama e, em segundo, a colocação das estruturas mamárias o mais próximo possível do detetor. Estes dois fatores melhoram a qualidade e a resolução espacial por reduzirem a dispersão e a ampliação das estruturas mamárias¹², e o tamanho aparente da fonte de radiação.

2.3.2. Ultrasonografia

A mama foi um dos primeiros órgãos a ser examinado por ultrasonografia, no entanto, esta modalidade tem menor sensibilidade e especificidade do que a mamografia. As suas principais limitações são o facto de ter piores resultados em seios adiposos, não deteta calcificações, tem dificuldade em detetar lesões sólidas inferiores a 1 cm e dificuldade em diferenciar lesões sólidas malignas e benignas³². Como principal vantagem tem a capacidade de distinguir o conteúdo líquido ou sólido de uma lesão, e, desta forma, consegue distinguir um quisto de uma lesão sólida¹¹. Além disso, é um exame alternativo à mamografia quando a densidade do parênquima mamário limita a definição das lesões, principalmente em mulheres jovens. Outra vantagem reside no facto de não utilizar radiação eletromagnética ionizante, sendo o agente físico o som.

A ultrasonografia deteta lesões quísticas de tamanho superior a 2 mm, as quais apresentem limites bem definidos, arredondados ou ovais, homogéneas, com reforço ecogénico posterior e sombra acústica lateral^{6,32}. Os carcinomas são lesões irregulares, heterogéneas, com margem posterior ausente e atenuação ecográfica distal³².

2.4. Classificação da mama

A imagem de mamografia é grandemente influenciada pela idade e pela densidade mamária, com uma sensibilidade para mamas densas relativamente baixa, cerca de 30-48%. Aos 40 anos de idade, a sensibilidade é de cerca de 69% com tendência a aumentar para 83% aos 75 anos. Os falsos-positivos num exame de diagnóstico por mamografia são causados essencialmente pela densidade mamária, pela idade precoce das pacientes, pela utilização de terapia de reposição de estrogénio, pela existência de história familiar de cancro de mama e por um grande intervalo temporal entre um exame e a sua repetição²⁷.

A atenuação dos raios X é maior no epitélio e estroma mamário do que no tecido adiposo, desta forma, na imagem de mamografia, o tecido glandular e/ou fibroso aparece hiperdenso enquanto o tecido adiposo aparece hipodenso³³, como se pode verificar na figura seguinte.

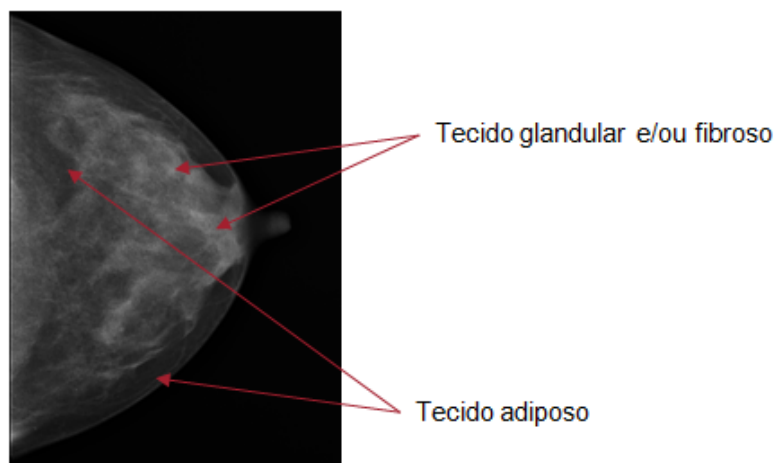


Figura 15 - Imagem de mamografia, incidência CCL. **Fonte:** ECO4, 2011.

Em geral, a densidade da mama pode ser classificada em três categorias, dependendo das quantidades relativas de tecido glandular *versus* tecido adiposo, e podem ser descritas da seguinte forma¹²:

- **Mama fibro-glandular**

A mama jovem, em mulheres entre a puberdade e cerca de 30 anos, é geralmente mais densa, contendo uma pequena quantidade de tecido adiposo, assim como também em mulheres nulíparas acima dos 30 anos de idade,

gestantes e na fase de lactação (Figura 16). Radiograficamente, considera-se um tecido denso, pelo que os fatores de exposição são elevados.

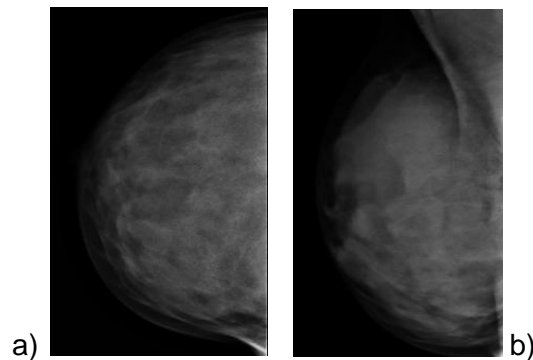


Figura 16 - Exame mamográfico de uma mulher com cerca de 30 anos de idade, incidências a) CCD e b) OMLD. **Fonte:** ECO4, 2011

- **Mama fibro-adiposa**

Com o envelhecimento e alterações do tecido mamário, o tecido adiposo irá substituir gradualmente o tecido fibro-glandular. Neste tipo de mama existe, geralmente, 50% de tecido glandular e 50% de gordura. Deste modo, na faixa etária dos 30 aos 50 anos de idade, a mama torna-se menos densa. Radiograficamente, esta mama possui uma densidade média que exige menos exposição do que a mama do tipo fibro-glandular (Figura 17). Este processo é acelerado pela gravidez.

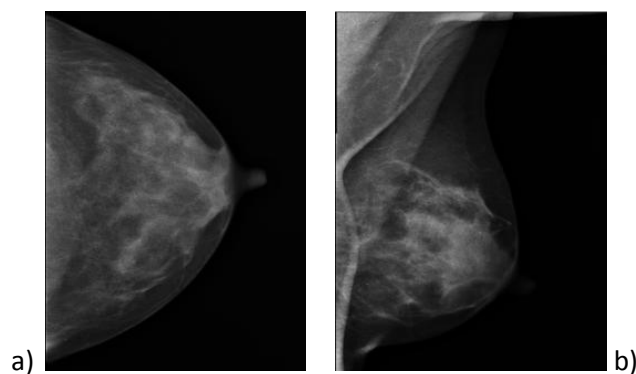


Figura 17 - Exame mamográfico de uma mulher de cerca de 45 anos, incidências a) CCE e b) OMLE. **Fonte:** ECO4, 2011

- **Mama adiposa**

Ocorre após a menopausa, comumente a partir dos 50 anos de idade. Após a época reprodutiva da mulher, o tecido glandular sofre atrofia e é substituído por tecido adiposo, num processo conhecido por *invólucção*. Os fatores de

exposição, neste caso, são menores em relação aos anteriores, pois a mama apresenta menor densidade (Figura 18).

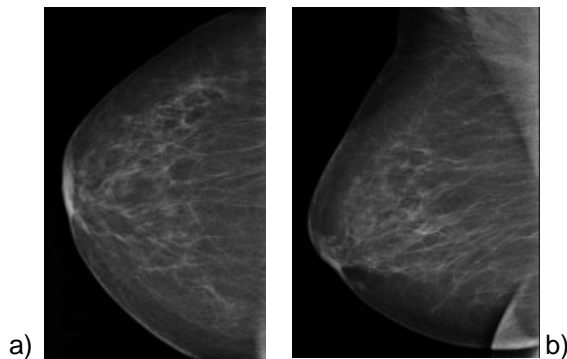


Figura 18 - Exame mamográfico de uma mulher com cerca de 55 anos de idade, incidências a) CCD e b) OMLD. **Fonte:** ECO4, 2011

2.5. Sistema de Classificação BIRADS

O Colégio Americano de Radiologia (ACR) desenvolveu, desde 1993, um sistema de dados e relatórios de imagem mamária – BIRADS (*Breast Imaging Reporting and Data System*), que é utilizado para uniformizar a terminologia dos relatórios, facilitar a avaliação das imagens e a recomendação das ações a serem tomadas após um exame de mamografia²².

O relatório deve descrever, inicialmente, a densidade radiológica das mamas, tendo em conta que uma densidade elevada do parênquima mamário reduz a sensibilidade do método, mas não altera a categoria BIRADS. Posteriormente, realiza-se uma descrição dos nódulos presentes, tendo em conta a forma, margens, densidade, calcificações e outros achados¹⁰. No final, a imagem mamográfica é classificada em diferentes categorias, geralmente de 0 a 6, consoante o risco de malignidade da lesão^{22,33}. Este sistema divide as lesões em:

- **Nódulos**

São lesões que ocupam espaço e são visualizadas em duas projeções. Quando apenas se observa numa incidência, devem ser caracterizadas como “densidades”, até que sejam demonstradas tridimensionalmente. A descrição de um nódulo deve incluir informação sobre as dimensões, forma (redonda, oval, lobulada ou irregular), contornos (circunscrita, microlobulada, obscurecida,

indistinta ou espiculada) e densidade (hiperdensa, isodensa ou radiolucida). Um nódulo redondo ou oval sugere um achado benigno, enquanto um irregular sugere malignidade. Um nódulo lobulado pode ser classificado como lesão de preocupação intermédia. Uma margem circunscrita, que limita claramente o nódulo do tecido circundante está na extremidade benigna do espectro de características das margens, enquanto um contorno espiculado está na variação maligna²⁴.

- **Calcificações**

São normalmente pequenos depósitos de cálcio que se acumulam nos tecidos e surgem, na mamografia como uma região brilhante³⁴. O seu estudo deve incluir a forma, o tamanho, a densidade, o número, a distribuição e as alterações registadas ao longo do tempo. Podem classificar-se em três tipos: *tipicamente benignas* (calcificações da pele, vasculares, grosseiras, redondas) que não necessitam de seguimento; *intermédias* (amorfas ou indistintas na aparência) que necessitam frequentemente de seguimento especial; e com *alta probabilidade de malignidade* (pleomórficas com 0,2 a 0,3 mm de dimensão, irregulares e mais densas que as amorfas, podem ainda ser finas, lineares e ramificadas quando se situam nos pequenos ductos terminais). A distribuição das calcificações de modo difuso ou em grupo pode alterar o seu grau de suspeição e uma distribuição agrupada ou linear é preocupante, mesmo se as características forem do tipo intermédio. Quando a distribuição segue uma distribuição segmentar, regional ou difusa, a suspeição de malignidade diminui²⁴.

- **Distorções da arquitetura**

Corresponde à retração do tecido glandular com a produção de espículas radiadas e finas. Pode ou não ser associada a uma massa e é, frequentemente, um achado de malignidade. A assimetria glandular, ou presença de tecido glandular, numa parte da mama sem correspondência na mama contra-lateral é frequentemente um achado normal. Quando focal, no entanto, implica o recurso a uma incidência de compressão focal ou estudo ecográfico²⁴.

Classificação Mamográfica

As diferentes categorias são descritas da seguinte forma^{14,22,33}:

Escala BIRADS	Interpretação	Risco de Malignidade	Recomendação
BIRADS 0	Inconclusivo Avaliação incompleta		Rever estudos anteriores e/ou complementar com métodos adicionais
BIRADS 1 (Figura 19)	Normal Sem alterações	0,05%	Continuação do controlo de rotina (2 em 2 anos)
BIRADS 2 (Figura 20)	Alterações benignas	0,05%	Continuação do controlo de rotina (6 a 12 meses)
BIRADS 3 (Figura 21)	Alterações provavelmente benignas	Até 2%	Repetição do exame após 6 meses ou possível biópsia
BIRADS 4 (Figura 22)	Alterações suspeitas	>20%	Biópsia, preferencialmente aspirativa
BIRADS 5 (Figura 23)	Provavelmente maligno Altamente suspeito de malignidade	>75%	Biópsia e tratamento, se necessário
BIRADS 6	Já diagnosticada como maligna, não submetida a cirurgia/tratamento	100%	

Tabela 1 – Descrição das diferentes categorias da escala BIRADS.

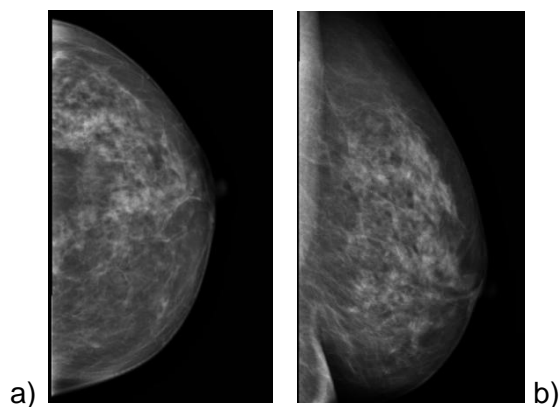


Figura 19 – Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 1, em mama normal sem alterações patológicas. Incidências a) CCE e b) OMLE. **Fonte:** ECO4, 2011

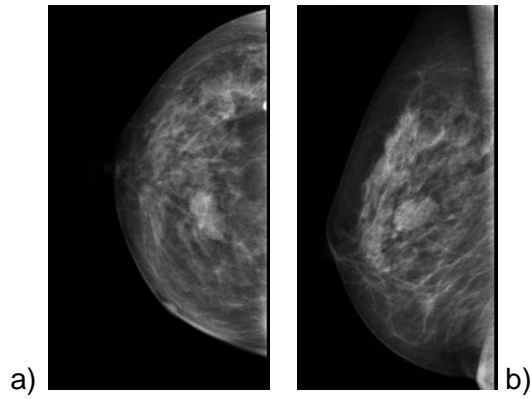


Figura 20 - Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 2, em mama com lesão circunscrita de contornos bem definidos. Incidências a) CCD e b) OMLD.

Fonte: ECO4, 2011

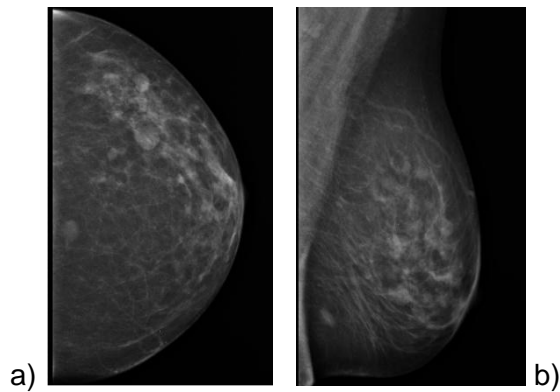


Figura 21 - Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 3, incidências a) CCE e b) OMLE. **Fonte:** ECO4, 2011

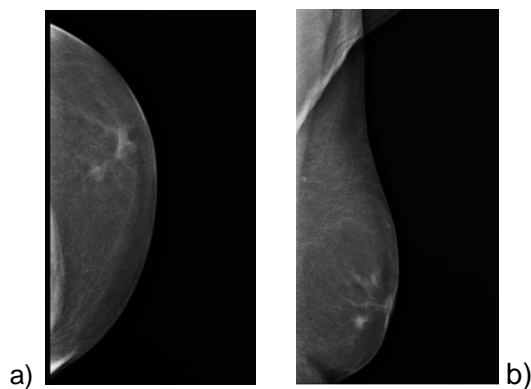


Figura 22 - Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 4, incidências a) CCE e b) OMLE (ECO4, 2011).

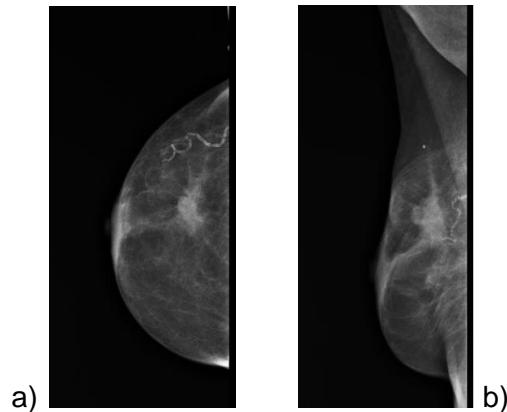


Figura 23 - Exemplo de imagem mamográfica com classificação BIRADS 5, incidências a) CCD e b) OMLD. **Fonte:** ECO4, 2011

2.6. Computer Aided Diagnosis (CAD)

Segundo Tembey⁵, apesar da mamografia ser o exame de eleição para o diagnóstico precoce de cancro de mama, cerca de 10 a 30% das mulheres com carcinoma da mama apresentam exames negativos. Este autor refere também a existência de uma quantidade considerável de falsos positivos, e Giannakopoulou *et al.*³⁵, confirmam esta afirmação, referindo no seu estudo que o número de falsos positivos em mamografia varia entre 15% e 30%.

Existem vários fatores que podem influenciar a deteção de lesões relevantes por parte dos clínicos, nomeadamente, a incerteza relativamente ao diagnóstico e classificação da patologia, a fadiga ocular, devido à análise de uma grande quantidade de imagens, questões ambientais, como a iluminação, que pode afetar a visualização das estruturas que compõem a imagem da mama, a falta de qualidade das imagens, que podem ser prejudicadas, por exemplo, por ruído, a falta de estudos comparativos e, em alguns casos, a falta de experiência do médico radiologista^{6,36}.

Para colmatar estas limitações, muitos autores recomendam a dupla visualização das imagens, por exemplo, por dois médicos especialistas, de forma a aumentar a qualidade do diagnóstico e reduzir a quantidade de falsos negativos^{5,35,37}. No entanto, esta alternativa apresenta grandes limitações, como a falta de clínicos e o facto de acarretar mais custos para o centro de diagnóstico.

Surgem então os algoritmos de detecção auxiliada por computador – *Computer Aided Diagnosis* (CAD) – que foram desenvolvidos de forma a reduzir as limitações técnicas e humanas, alertando os radiologistas para regiões suspeitas da mamografia e dignas de uma investigação mais profunda⁶. No entanto, a ideia de utilizar sistemas automáticos na análise de imagens médicas não é recente. Em 1963, Lodwick *et al.* investigaram o uso de computadores no diagnóstico de tumores ósseos e, em 1964, Meyers *et al.* propuseram um sistema que distinguia radiografias de tórax normais de radiografias de tórax com patologia³⁸.

Os primeiros estudos relativos à análise e detecção automática de lesões em mamografia foram descritos por Winsberg *et al.*, em 1967³⁸. Em 1986, foram apresentados os primeiros estudos sobre os sistemas CAD na *Radiological Society of North America* (RSNA) e, ao longo dos anos, existiram inúmeras exposições sobre o tema na sua assembleia científica e encontro anual³⁹.

O ano 1998 foi muito importante para a história dos sistemas CAD, marcando a transição da fase de investigação para a prática industrial, com a aprovação do primeiro sistema CAD comercial pela *Food and Drug Administration* (FDA), o *ImageChecker*TM. Posteriormente, entre 2002 e 2004, a *iCAD, Inc* (Nashua) e o *Eastman Kodak's Health Group* também obtiveram a aprovação dos seus sistemas CAD para mamografia pela FDA. Em 2008, estimava-se que mais de 5000 sistemas CAD em mamografia eram utilizados rotineiramente em hospitais, clínicas e centros de diagnóstico dos Estados Unidos da América (EUA)³⁸.

Segundo Butler⁴⁰, com esta tecnologia, o número de lesões malignas detetadas através de mamografia aumentou cerca de 20%, afirmação confirmada através dos estudos de Sigh *et al.*²⁷. Além disso, o estudo de Butler⁴⁰ permitiu perceber/quantificar que entre 1 a 2,6% das pacientes com diagnóstico de lesão maligna da mama têm uma segunda lesão, na mesma mama ou na mama contra-lateral, ou que, apesar de algumas pacientes que apresentaram sinais ou sintomas de cancro de mama terem um diagnóstico negativo, por vezes o tumor é detetado numa localização diferente da que inicialmente suscitava preocupação. Isto significa que na repetição do exame, o clínico tem tendência a focar a sua atenção para as lesões que suscitavam dúvida no exame anterior e desvalorizar lesões relevantes que terão surgido após a data da primeira avaliação⁴⁰. Sigh *et al.*²⁷ referem estudos nos quais a utilização dos sistemas CAD aumenta a sensibilidade e a especificidade na detecção de lesões malignas da mama de 73,5 para 87,4%, e de 31,6 para 41,9%, respetivamente. No entanto,

existem outros estudos que contestam a utilização destes sistemas, nomeadamente os estudos de Fenton *et al.*, que chegaram à conclusão que a especificidade diminuiu de 90,2%, antes da implementação de um sistema CAD para 87,2% após a sua introdução, e que a taxa de biopsias aumentou cerca de 19,7%²⁷.

Uma imagem de mamografia *standard* de 12 *bits* contém 2^{12} (4096) tons de cinzento. No entanto, a percepção do olho humano está limitada a cerca de 2^4 (16) tons. Os algoritmos computacionais têm a capacidade de detetar alterações mínimas na escala de cinzentos e extrair o máximo de informação de uma imagem e, desta forma, detetam lesões impercetíveis ao olho humano⁵.

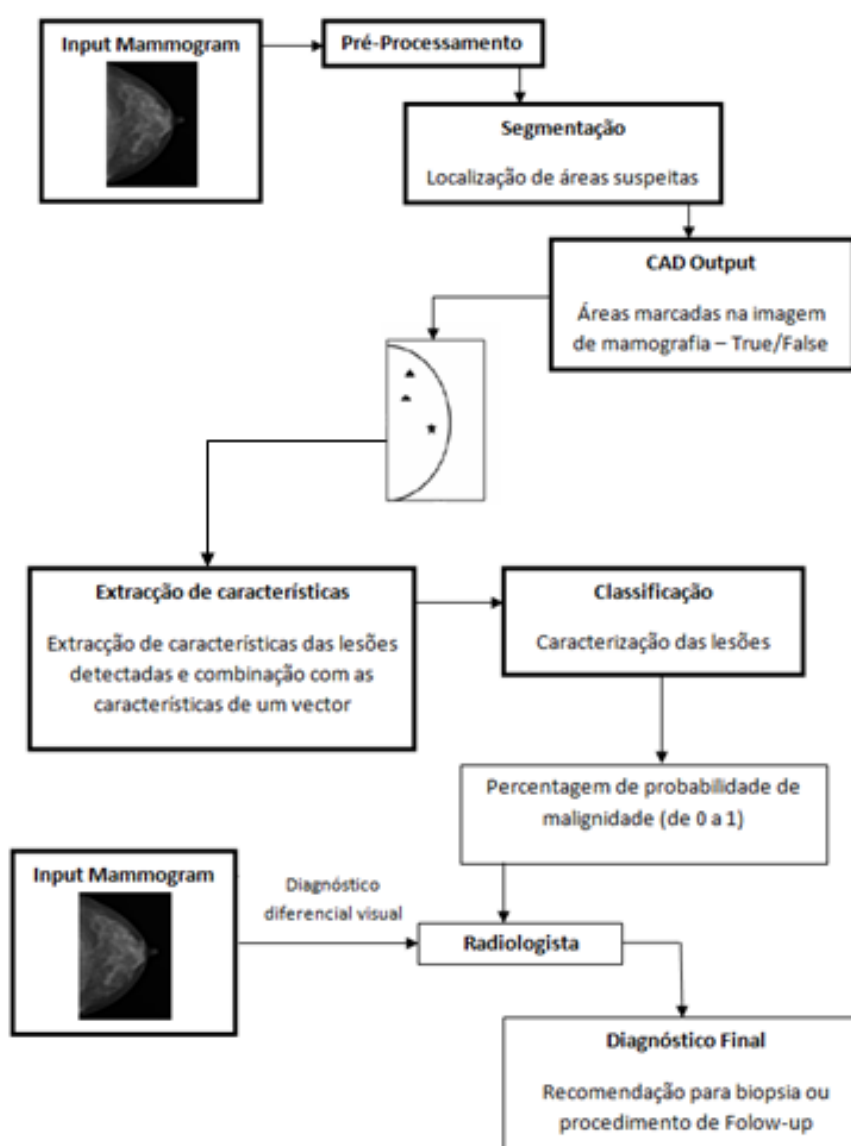


Figura 24 - Ilustração Sistemática de um sistema CAD-Dx Automático⁵.

Existem dois tipos de aplicações dos sistemas CAD, a saber, o auxílio à detecção de lesões, que se baseia na localização de padrões anormais através da análise da imagem pelo computador, e o auxílio ao diagnóstico, realizado através da quantificação de características da imagem e da sua classificação em padrões normais ou anormais, associando-os à benignidade ou malignidade¹⁴. A fusão destes dois tipos de aplicações deu origem aos sistemas CAD-Dx, que possibilitam o auxílio na detecção e no diagnóstico das lesões da mama (Figura 24)^{5,36}.

Os sistemas CAD recorrem a técnicas de Visão Computacional e Inteligência Artificial. A Visão Computacional baseia-se na utilização de um sistema computacional para extração da informação de uma imagem digital, podendo ser dividida em duas etapas, nomeadamente, o processamento de imagem para realce e segmentação de lesões, através da subdivisão da imagem em regiões com informação semelhante, com base nas descontinuidades dos níveis de cinzento (contornos, linhas, fronteiras ou similaridade), e a quantificação da informação contida na imagem, tal como o tamanho, o contraste e a forma dos objetos que constituem a imagem. Após a extração da informação, as diferentes características quantificadas são utilizadas no processo de classificação das estruturas presentes na imagem, através de utilização de técnicas de Inteligência Artificial, como por exemplo redes neurais^{14,36}. A Inteligência Artificial envolve a utilização de computadores para o processamento de dados, com o objetivo, por exemplo, de distinguir padrões normais e anormais a partir das características extraídas da imagem¹⁴.

A aplicação do sistema CAD permite a obtenção de uma imagem de mamografia com a marcação das áreas suspeitas utilizando diferentes símbolos para calcificações ou nódulos. Estas imagens são posteriormente consideradas pelo médico radiologista, auxiliando a sua interpretação na realização do diagnóstico final e respetivo relatório de exame^{5,40}.

2.7. Dimensão Fractal

Ao classificar um exame de mamografia, o médico radiologista tem de ter em conta uma série de características, tais como a forma do contorno da lesão, a sua dimensão e localização, a sua densidade, o número ou bilateralidade das lesões e a presença ou ausência de microcalcificações associadas⁴. Uma das características mais importantes na categorização de uma mamografia é a forma do contorno da lesão; um contorno regular está associado a casos benignos, enquanto contornos irregulares estão associados a casos de malignidade⁴. A regularidade dos contornos, ou a falta dela, é, portanto, uma característica que importa saber quantificar. Para isso, foi desenvolvida uma medida denominada *dimensão fractal*, a qual aumenta com a irregularidade da forma dos contornos da lesão, podendo, assim, ser uma boa ferramenta de auxílio na descrição, e posterior classificação, das lesões. Desta forma, lesões com contornos regulares seriam provavelmente benignas e lesões com contornos irregulares seriam provavelmente malignas^{4,41}, sem descurar as outras características a ter em conta na classificação do exame mencionadas anteriormente.

O conceito de *fractal* foi introduzido por Benoit Mandelbrot, em meados da década de 70, com o objetivo de descrever alguns sistemas dinâmicos⁴. Este matemático francês definiu um fractal como uma forma com similaridade própria em todas as escalas e níveis de magnificação³⁴, ou seja, uma forma composta por cópias transformadas de si própria^{4,41}. Através de uma visualização mais profunda ou mais próxima do fractal, é possível constatar que as suas partes internas apresentam uma estrutura similar à do objeto na sua dimensão total. Posteriormente, Mandelbrot sugeriu uma nova definição, na qual afirmava que um fractal é uma forma com uma *dimensão fracionária* (não inteira)⁴.

A dimensão fractal pode ser utilizada para realizar a distinção entre diferentes tipos de lesões da mama, tais como microcalcificações, tumores benignos e tumores malignos³⁴. A utilização da dimensão fractal para caracterização de lesões em mamografia foi sugerida pela semelhança entre o tecido mamário e a imagem fractal gerada sinteticamente (Figura 25)⁴.

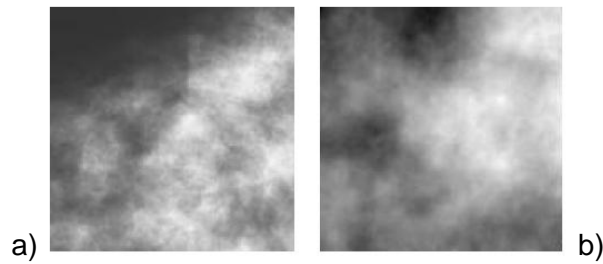


Figura 25 - Similaridade entre a) tecido mamário e b) fractais gerados sinteticamente⁴.

2.7.1. Espaço fractal

Uma propriedade essencial do objeto fractal é que o seu tamanho depende da unidade de medida utilizada na sua medição. O *Koch Snowflake* é um fractal conhecido, obtido pela repetição de um determinado procedimento infinitamente, neste caso, uma linha reta é dividida em três partes iguais, em que a parte central torna-se a base de um triângulo, sendo posteriormente eliminada (Figura 26)⁴.

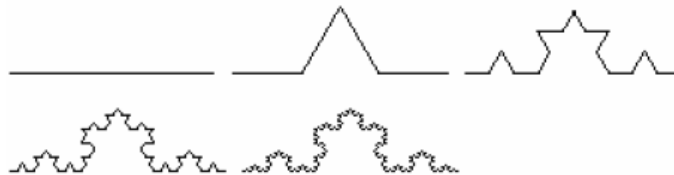


Figura 26 - *Koch Snowflake* fractal com comprimento infinito e área zero⁴.

Os objetos fractais possuem formas irregulares e estruturas complexas pelo que não podem ser representados adequadamente pela dimensão Euclidiana tradicional³⁴. A maior parte dos objetos na natureza não se assemelham a objetos Euclidianos, tais como objetos planos, cubos ou círculos. Com o auxílio da geometria fractal, as formas naturais dos objetos podem ser representadas quantitativamente⁴¹. No caso do *Koch Snowflake* se apresentar como uma figura Euclidiana de uma dimensão (1D), a sua medida (perímetro) não iria fornecer informação, sendo infinita. Considerando que esta é uma figura Euclidiana de duas dimensões (2D) a sua medida (área) seria nula. Desta forma, é necessário um espaço com dimensão não-integral no qual a medida do *Koch Snowflake* não seja nula ou infinita. Este é um espaço fractal, ou seja, um espaço de dimensão não-integral, conhecido por dimensão fractal⁴.

2.7.2. Análise fractal

Os tumores malignos possuem um certo grau de aleatoriedade associada ao seu crescimento, sendo, tipicamente, irregulares e de forma complexa. Desta forma, a análise fractal pode fornecer uma medida mais eficaz do que a geometria Euclidiana convencional a respeito da complexidade dos seus padrões^{34,42}. Os padrões complexos e irregulares dos tumores malignos podem ser caracterizados pela dimensão fractal e é expectável que apresentem altos valores de dimensão fractal comparativamente com os contornos mais suaves dos tumores benignos⁴².

A dimensão da similaridade própria é baseada nas propriedades de homogeneidade própria dos objetos fractais, sendo o objeto representado por cópias de si próprio em outras escalas. O matemático germânico Felix Hausdorff sugeriu uma equação para avaliar a dimensão fractal^{4,41}:

$$D = \lim_{s \rightarrow 0} \frac{\log N(s)}{\log (1/s)}$$

em que $N(s)$ é o número de peças com similaridade própria no padrão ou objeto e $1/s$ é o fator de magnificação^{4,41}. Posteriormente a dimensão fractal pode ser calculada através do valor da declive da reta (D -slope) da alteração do tamanho dos objetos ($\log N(s)$) versus a alteração na escala de medição ($\log(1/s)$)^{4,41}.

Existem vários métodos computacionais para estimar a dimensão fractal, sendo um dos mais conhecidos o *box counting method*, que consiste na partição do espaço padrão ou da imagem em quadrados de igual tamanho, e posterior contagem do número de quadrados que contêm pelo menos um *pixel* pertencente ao contorno. O processo é repetido pela partição do espaço da imagem em quadrados cada vez mais pequenos (Figura 27)^{41,42}.

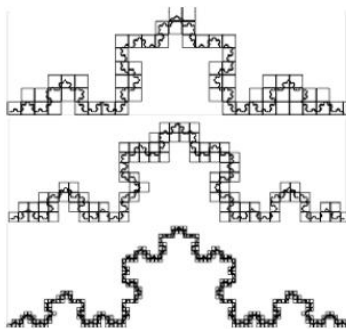


Figura 27 - O *Koch Snowflake* coberto por quadrados com cada vez menor dimensão. Quanto menor a área de cobertura de cada quadrado, mais detalhes serão considerados⁴.

Como foi dito anteriormente, a dimensão fractal é obtida através do declive da reta que inclui os valores do logaritmo do número de quadrados contabilizados ($N(s)$) versus o logaritmo do índice de magnificação (s) para cada fase de partição (Figura 28)⁴¹.

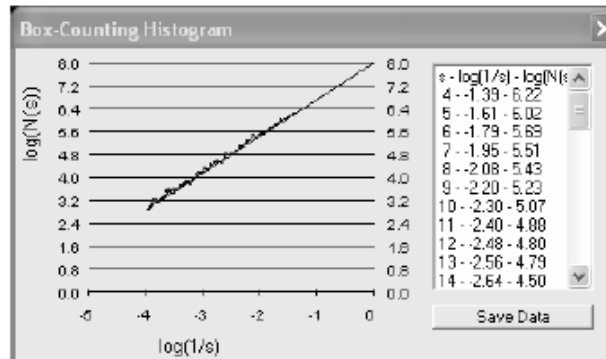


Figura 28 - Exemplo de uma Curva log-log adquirida através do método *Box Counting*⁴. A dimensão fractal calculada é, neste exemplo, 1,2612.

Segundo Crisan, a dimensão fractal mede a complexidade de um objeto, o seu valor aumenta com o aumento da irregularidade da forma do mesmo, o que é bastante útil na caracterização de lesões em mamografia⁴.

2.9. Algoritmos de Dilatação/Erosão

Os algoritmos de dilatação/erosão são utilizados em Processamento de Imagem com o intuito de expandir ou reduzir uma região, previamente indicada, de acordo com regras bem definidas. Estas regras pressupõem a escolha de alguns parâmetros, tais como o número de iterações ou o tipo de vizinhança de cada *pixel* que será considerado para cada uma destas operações.

Em relação ao tipo de vizinhança, pode-se optar entre, por exemplo, considerar os 4 ou 8 vizinhos mais próximos para efeitos de dilatação/erosão. Na figura seguinte, à esquerda, é apresentada uma região que é dilatada *uma vez* (número de iterações) considerando os 4 (b) ou os 8 (c) vizinhos mais próximos de cada *pixel*. De notar que a aplicação conjunta de uma operação de dilatação seguida de uma de erosão não conduz necessariamente à situação original, não podendo, por isso, serem consideradas operações reversíveis.

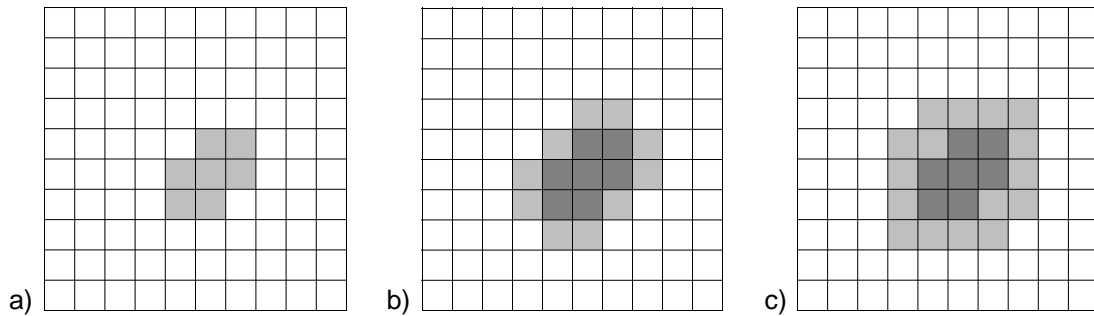


Figura 29 – Representação esquemática do algoritmo de dilatação. a) Região inicial; b) Região após 1 iteração de dilatação tendo em conta os 4 vizinhos mais próximos e c) Região após 1 iteração de dilatação tendo em conta os 8 vizinhos mais próximos.

2.10. Estatística

2.10.1. Condições de Aplicabilidade

Os testes utilizados para verificar as condições de aplicabilidade dos dados têm como principal objetivo direcionar o investigador para o tipo de teste a utilizar, se um teste paramétrico, no caso de os dados seguirem uma distribuição normal, ou um teste não-paramétrico, caso a normalidade dos dados não se verifique.

Os testes de normalidade mais utilizados são o teste *Kolmogorov-Smirnov* (K-S) e o teste *Shapiro-Wilk* (S-W). O teste K-S, aplicado a uma amostra superior a 50 casos, compara a distribuição real dos dados com uma distribuição normal gerada por uma média e um desvio-padrão supostamente conhecidos. Enquanto o teste S-W, geralmente aplicado a uma amostra inferior a 50 casos, tem uma grande capacidade de adaptação a uma variada gama de problemas de variação de normalidade⁴³.

2.10.2. Testes Paramétricos e Não-Paramétricos

De acordo com a distribuição dos dados utilizam-se teste de duas categorias: *Testes Paramétricos* e *Testes Não-Paramétricos*. Os Teste Paramétricos aplicam-se a amostras extraídas de populações com distribuição normal e variância iguais ou muito próximas, para além de exigirem que as medidas sejam feitas em escalas numéricas (escala métrica), são em geral os mais potentes e podem ser aplicados mesmo quando existam pequenos desvios da normalidade ou da variância entre amostras. Os

Testes Não-Paramétricos, pelo contrário, são menos exigentes quanto à natureza da distribuição dos dados experimentais e são em geral menos potentes⁴³. Na tabela seguinte são apresentados os testes de hipóteses passíveis de aplicar consoante cada situação.

Escala de medição	2 Amostras		3 ou + Amostras	
	Independentes	Emparelhadas	Independentes	Emparelhadas
Razão (métrica)	Diferença de valores médios (z ou t), <i>Mann-Whitney</i>	Valor médio da diferença, <i>Wilcoxon</i>	ANOVA 1 Factor, <i>Kruskal-Wallis</i>	<i>GLM</i> ou <i>Manova</i> , <i>Friedman</i>
Ordinal	<i>Mann-Whitney</i>	<i>Wilcoxon</i>	<i>Kruskal-Wallis</i>	<i>GLM</i> ou <i>Manova</i> , <i>Friedman</i>
Nominal	Qui-Quadrado Homogeneidade	<i>McNemar</i>	Qui-Quadrado de Homogeneidade	<i>Q de Cochran</i>

Tabela 2 – Tabela relativa aos testes de hipóteses passíveis de aplicar

(Preto = Teste paramétrico/ Cinzento = Não-Paramétrico)⁴⁴.

Capítulo 3 – Metodologia da Abordagem

3.1. Problemática em Estudo

Este estudo foi elaborado com o intuito de perceber até que ponto os algoritmos CAD-Dx são capazes de fornecer classificações de imagens de mamografia coerentes com a escala BIRADS. A classificação das diferentes lesões é feita a partir da sua dimensão fractal (DF). Neste trabalho, foram utilizadas duas medidas de DF, a saber, *de contorno* (a mais vulgarmente utilizada) e *de área* (proposta por nós). Com base neste pressuposto, foram colocadas perguntas à partida, às quais se pretende dar resposta com os resultados desta investigação, nomeadamente, se as DF de contorno e de área das lesões estão relacionada com a escala BIRADS; se as DF de contorno e de área das lesões estão relacionadas com o tipo de lesão; se a DF difere significativamente consoante o método de aplicação (contorno/área); se existem alterações nas DF de contorno e de área das lesões após a aplicação de algoritmos de dilatação/erosão; se a relação entre a DF de contorno e de área das lesões e a escala BIRADS é afetada pela aplicação de algoritmos de dilatação/erosão e, por último, se o valor da diferença entre a DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão sofre alteração consoante a escala BIRADS.

3.2. Hipóteses de Investigação

Para este estudo foram definidas as seguintes hipóteses de investigação:

H₁ - A DF de contorno das lesões está relacionada com a escala BIRADS.

H₂ - A DF de área das lesões está relacionada com a escala BIRADS.

H₃ - A DF de contorno das lesões está relacionada com o tipo de lesão.

H₄ - A DF de área das lesões está relacionada com o tipo de lesão.

H₅ - A DF difere significativamente consoante o método de aplicação (contorno/área).

H₆ - Existem alterações na DF de contorno após a aplicação do algoritmo dilatação/erosão.

H₇ - Existem alterações na DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

H₈ - A DF de contorno das lesões sofre alterações consoante a escala BIRADS após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

H₉ - A DF de área das lesões sofre alterações consoante a escala BIRADS após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

H₁₀ – O valor da diferença entre a DF de área antes de depois da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão sofre alterações consoante a escala BIRADS.

3.3. Unidade de Análise

As imagens de mamografia utilizadas neste estudo foram adquiridas na clínica ECO4 – Ultrasonografia Diagnóstica, bem como os respetivos relatórios, os quais foram elaborados por uma médica radiologista com larga experiência na área do diagnóstico de patologias da mama, quer por mamografia quer por ecografia. Na maior parte dos casos clínicos, a mamografia foi complementada pela realização de ecografia a qual permite comprovar a existência de uma lesão e, entre outros, avaliar se esta tem conteúdo sólido ou líquido, se é móvel ou fixa. As utentes que apenas realizaram a técnica mamográfica foram observadas pela médica radiologista, tanto por visualização como por palpação mamária.

Na fase inicial do estudo foram recolhidas 1296 imagens mamográficas em formato DICOM, as quais compreendem incidências CC e OML, digitalizadas a partir de um equipamento KODAC®, com dimensão de matriz de 32,7 *Megabytes* (3584×4784 *pixels*), com aproximadamente 20,4 *pixels* por milímetro, *pixel size* de 0,05×0,05 mm² e profundidade de 16 bits por *pixel* (*unsigned*).

Na Tabela 3 é apresentado o histograma conjunto das imagens de mamografia recolhidas nesta primeira fase tendo em conta a densidade mamária e a escala BIRADS.

		Escala BIRADS				
		BIRADS 1	BIRADS 2	BIRADS 3	BIRADS 4	BIRADS 5
Densidade Mamária	Mama Adiposa	190	142	16	2	14
	Seios Densos	18	64	4	0	2
	Boa Densidade Radiológica	98	80	4	0	0
	Densidade Mista	362	264	16	6	6
	Densidade Assimétrica	4	0	0	2	2

Tabela 3 – Contabilização do número de imagens recolhidas na primeira fase do estudo tendo em conta a densidade mamária e a escala BIRADS.

O objetivo primordial deste estudo prendia-se com a caracterização de lesões em mamografia, relativamente à sua classificação BIRADS, ou seja, grau de benignidade ou malignidade, tendo conhecimento prévio das coordenadas da lesão. Desta forma, e com base nos relatórios dos exames e nos resultados obtidos na ecografia, foram determinadas as coordenadas (em *pixels*) das lesões e foram excluídas algumas das imagens recolhidas. Os motivos de exclusão foram os seguintes:

- Classificação BIRADS 1, uma vez que não existe a presença de nódulos ou outras alterações na mama, ou seja, a mama é considerada normal;
- Visualização do nódulo numa das incidências e não na outra, devido à localização da lesão ou à má visualização causada pela sobreposição de estruturas (estroma mamário);
- Lesão incompleta na imagem, devido à sua localização, o que acontece com maior frequência na incidência CC, devido à proximidade entre a lesão e o músculo;

- Dificuldade em definir o local da lesão, pois foi atribuído com recurso à ecografia;
- Lesão relacionada, não a um nódulo, mas a uma distorção da arquitetura do tecido mamário, cicatrizes relativas a cirurgia ou inflamação/infeção mamária, alterações às quais se deve dar especial importância e realizar um controlo regular através das técnicas de imagem mamária.

No final obtivemos 230 imagens de lesões mamárias (microcalcificações, calcificações, nódulos sólidos, gânglios intramamários, etc.), que em alguns casos pertencem à mesma paciente, estando presentes na mesma incidência mas com localizações divergentes, na mesma mama mas em incidências diferentes ou em mamas contra-laterais. Para fins estatísticos, decidimos considerar cada nódulo como uma unidade independente.

Das 230 imagens obtidas, 226 pertencem a utentes do sexo feminino (98,3%) e 4 a utentes do sexo masculino (1,7%), com idades compreendidas entre os 24 e os 89 anos (Gráfico 1), sendo a média de idades de 55,2 anos com um desvio padrão de 13,1 anos.

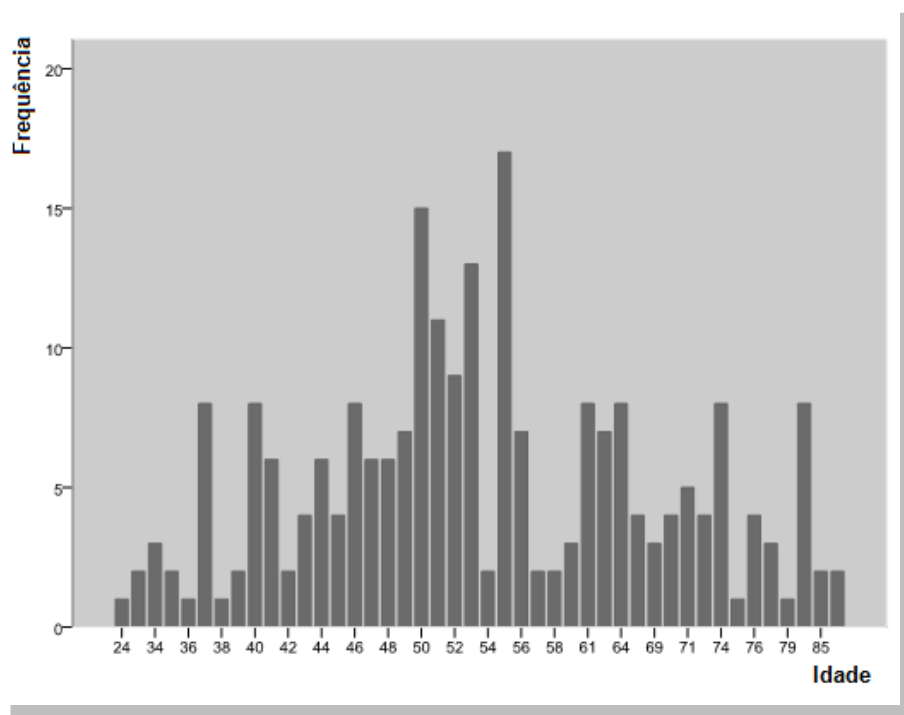


Gráfico 1 – Gráfico de frequência relativo à idade dos utentes incluídos no estudo.

Relativamente à densidade, existem 115 imagens de mamas adiposas (50%), 68 imagens de mamas com densidade mista (29,6%), 9 imagens de mamas densas (3,9%) e 38 imagens de mamas com boa densidade radiológica (16,5%) (Gráfico 2).

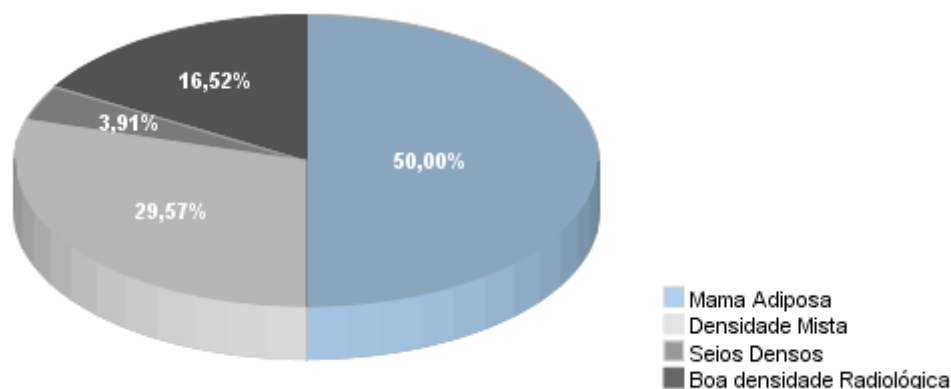


Gráfico 2 – Frequência relativa à densidade mamária das imagens utilizadas no estudo.

No que diz respeito ao tipo de lesão, existem 133 nódulos (57,8%), 16 microcalcificações (7,0%), 44 áreas de encapsulamento esboçando nodularidade (19,1%), 13 calcificações (5,7%), 5 áreas de maior densificação (1,7%), 15 áreas de densificação irregular (6,5%) e 5 áreas de distorção/condensações nodulares com contornos espiculados (2,2%) (Gráfico 3).

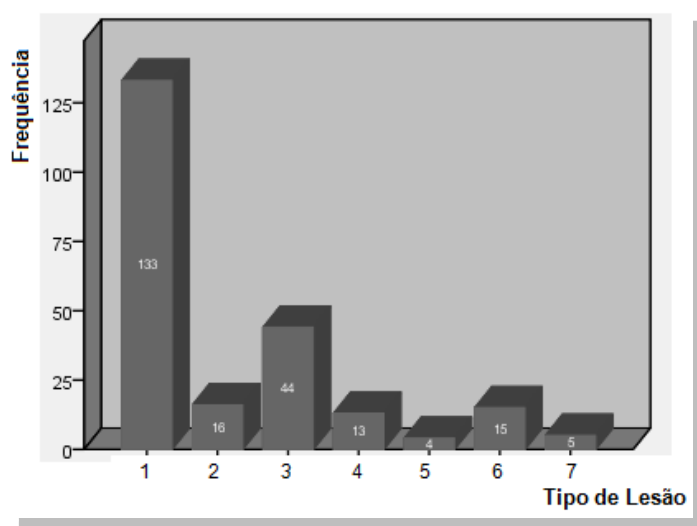


Gráfico 3 – Gráfico de Frequência relativo ao tipo de lesão das imagens utilizadas no estudo.

- 1 – Nódulos, 2 - Microcalcificações, 3 - Encapsulamento esboçando nodularidade
- 4 - Calcificações, 5 - Áreas de maior densificação, 6 - Áreas de densificação irregular e
- 7 - Áreas de distorção/Condensação nodular com contornos espiculados

Em relação à escala BIRADS existem 181 imagens com classificação BIRADS 2 (78,7%), 26 imagens com classificação BIRADS 3 (11,3%), 6 imagens com classificação BIRADS 4 (2,6%) e 17 imagens com classificação BIRADS 5 (7,4%) (Gráfico 4). Por último, quanto às incidências das imagens em estudo, existem 49 CCD (21,3%), 67 CCE (29,1%), 50 OMLD (21,7%) e 64 OMLE (27,8%) (Gráfico 5).

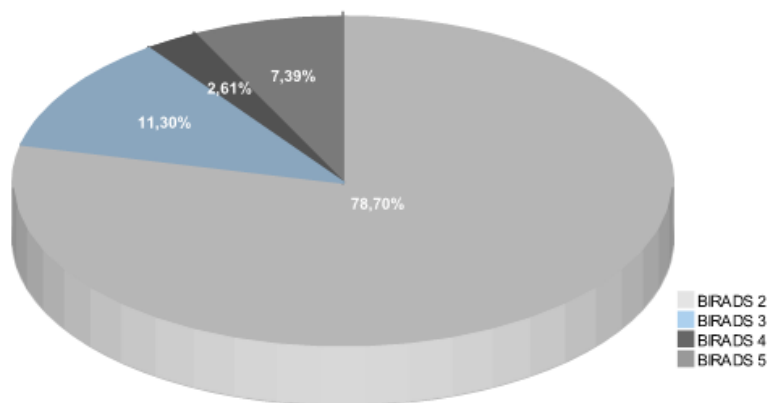


Gráfico 4 – Gráfico de frequência relativo à escala BIRADS atribuída às imagens utilizadas no estudo.

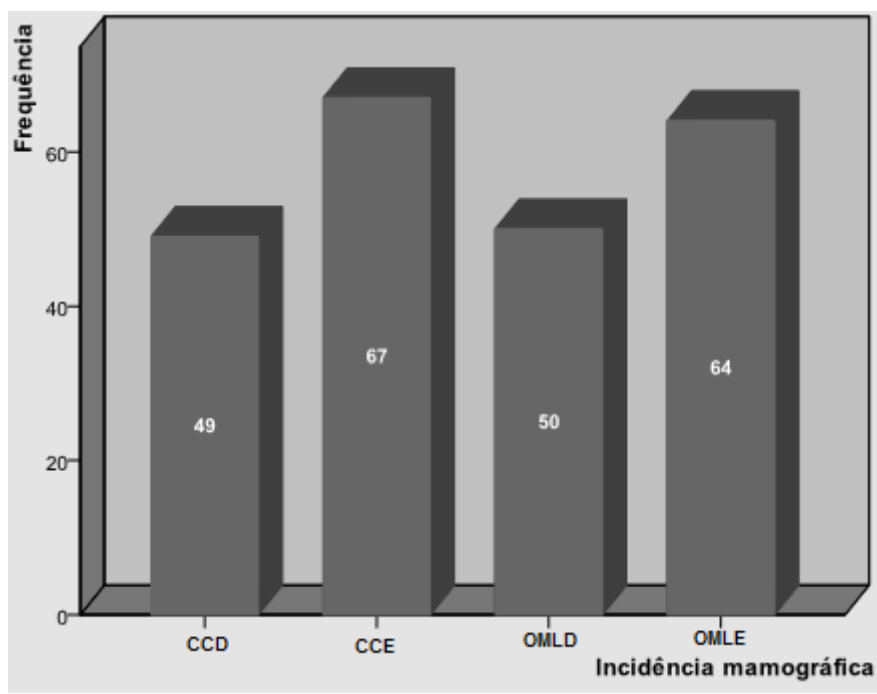


Gráfico 5 – Gráfico de frequência relativo às incidências das imagens utilizadas no estudo.

3.4. Metodologia

As imagens, inicialmente em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), foram modificadas para o formato *Raw*, para poderem ser visualizadas e manipuladas utilizando vários programas desenvolvidos no, ou para o, sistema operativo *Linux*. Seguidamente, e de forma a possibilitar a visualização das imagens com o programa *Anatomist/BrainVISA*², foi criado um programa para inverter a ordem dos dois bytes que codificam o valor de cada *pixel* das imagens. Esta necessidade deve-se ao facto de, no sistema *Linux*, a ordem do LSD e do MSB (*least and most significant bytes*) aparecer trocada relativamente aos sistemas operativos *Windows*.

Posteriormente foi criado um novo programa para seleccionar uma parte da imagem através da utilização das coordenadas do centro da lesão, de forma a incluir a mesma numa janela de 1024×1024 *pixels* (Figura 30).

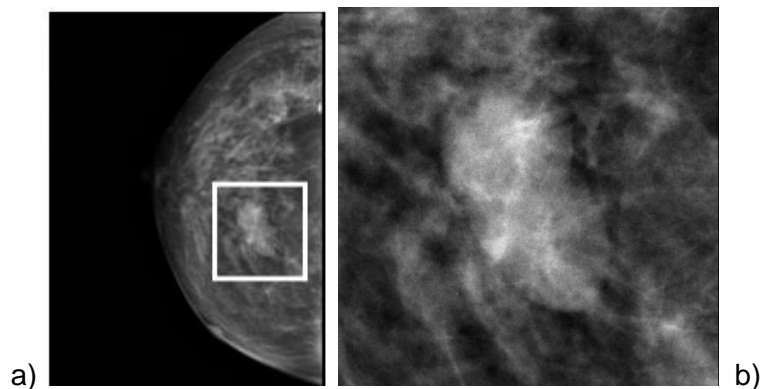


Figura 30 – a) Imagem de mamografia original b) Imagem da lesão após seleção de parte da imagem original.

Na fase seguinte da investigação, tornou-se desejável proceder à segmentação das imagens e, para tal, foram consultados alguns artigos sobre o tema^{4,41}. Alguns destes artigos propõem abordagens demasiado rudimentares, como seja a segmentação através da aplicação de um *threshold*⁴, a qual é manifestamente desajustada para este trabalho, dadas as características das imagens utilizadas. Desta forma, tentámos implementar um programa para segmentação das lesões mamográficas. Este e outros programas criados para este efeito são apresentados no Anexo A.

² <http://brainvisa.info/doc/axon/en/help/aboutBrainVISA.html>

No entanto, devido à escassez de tempo, não foi possível validar estes programas de segmentação desenvolvidos, pelo que optámos por prosseguir o trabalho segmentando manualmente as imagens. Na Figura 31, é apresentado o exemplo de uma destas segmentações.

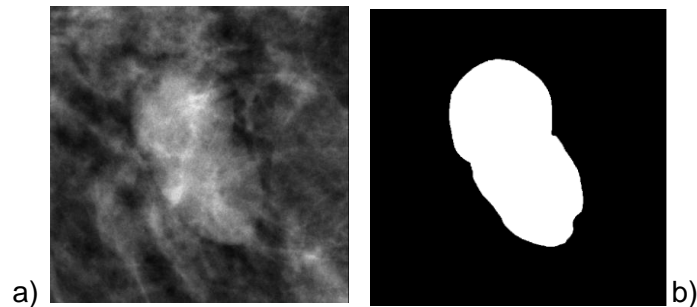


Figura 31 – Exemplo da segmentação manual de um nódulo no ROI de uma imagem de mamografia: a) imagem inicial; b) imagem após segmentação manual.

Após a segmentação manual das imagens, procedeu-se à análise fractal das mesmas, com o objetivo de verificar se a DF apresenta diferenças consoante a escala BIRADS atribuída a cada imagem de mamografia. Para tal, foi implementado o método *Box Counting* através do programa *p2CalculateBoxCounting1.0*. Este programa foi aplicado para a contabilização dos quadrados (*boxes*) que faziam parte do contorno (Figuras 32a e 33a) ou da área da lesão (Figuras 32b e 33b), para diferentes dimensões dos quadrados (*box*) que dividem a imagem original (*boxes* desde 64×64 pixels até 2×2 pixels).

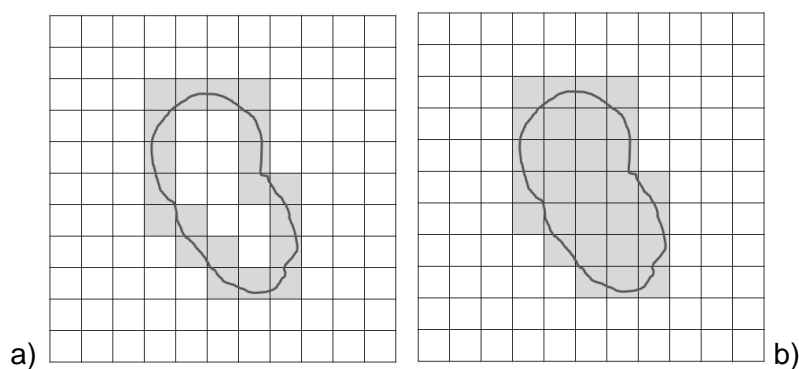


Figura 32 – Representação esquemática da contabilização dos pixels pertencentes a) ao contorno e; b) à área da lesão em estudo, para uma *box* de maior dimensão.

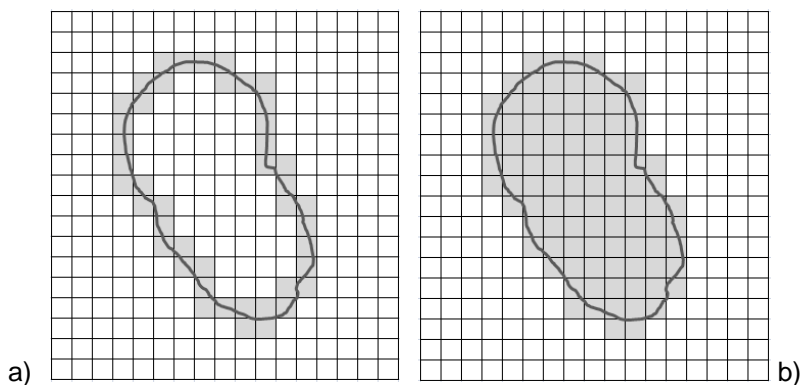


Figura 33 - Representação esquemática da contabilização dos *pixels* pertencentes a) ao contorno e; b) à área da lesão em estudo, para uma *box* de menor dimensão.

Posteriormente foi criada uma atualização deste programa, que realiza a dilatação da lesão (*region growing*) e posterior erosão tendo em conta os 4 ou 8 pixels vizinhos mais próximos, de forma a aplicar novamente o método de *box counting*. Neste estudo foi utilizada uma dilatação e erosão de 20 vezes tendo em conta os 8 vizinhos mais próximos (Figuras 34 e 35).

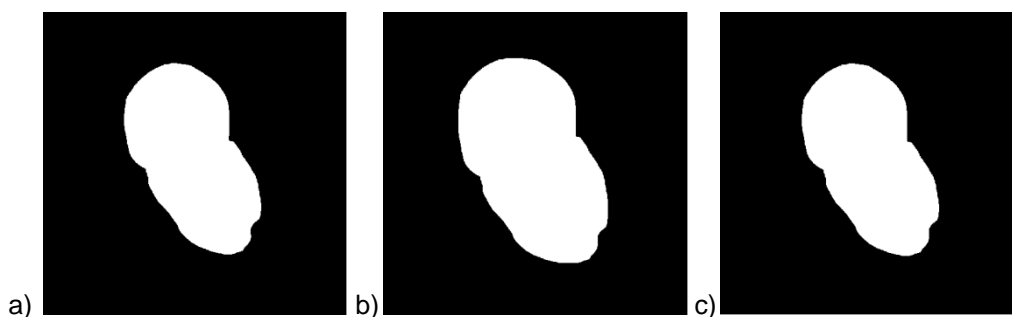


Figura 34 – Exemplo da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão em nódulo benigno, com contornos regulares, pertencente à categoria BIRADS 2; a) lesão original b) lesão após dilatação 20x, e; c) lesão após erosão 20x.

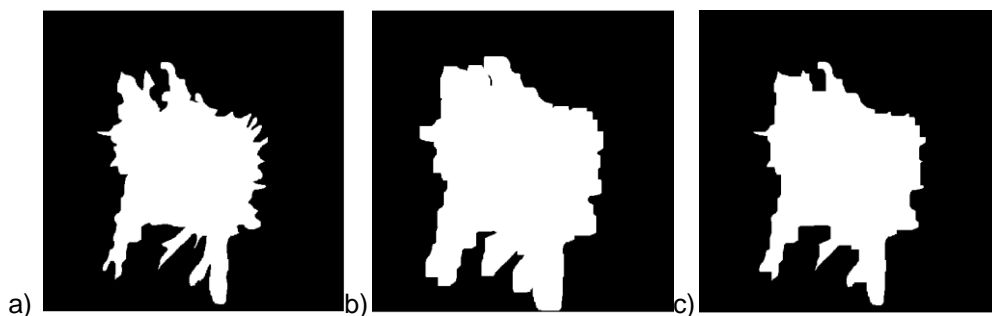


Figura 35 – Exemplo da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão em nódulo maligno, com contornos irregulares, pertencente à categoria BIRADS 5; a) lesão original; b) lesão após dilatação 20x, e; c) lesão após erosão 20x.

Após a aplicação do *Program to Calculate Box Counting*, foi obtido um ficheiro *.txt* com os valores da contabilização que, posteriormente, foram transferidos para o *Excel* de forma a calcular a DF de cada lesão. Para tal foi aplicada a equação seguinte, na qual $N(s)$ é o número de peças com similaridade própria no padrão ou objeto e $1/s$ é o fator de magnificação^{3,38}.

$$D = \lim_{s \rightarrow 0} \frac{\log N(s)}{\log (1/s)}$$

A DF é obtida através do declive da reta que inclui os valores do logaritmo do número de quadrados contabilizados ($N(s)$) versus o logaritmo do índice de magnificação (s) para cada fase de partição (Gráfico 6).

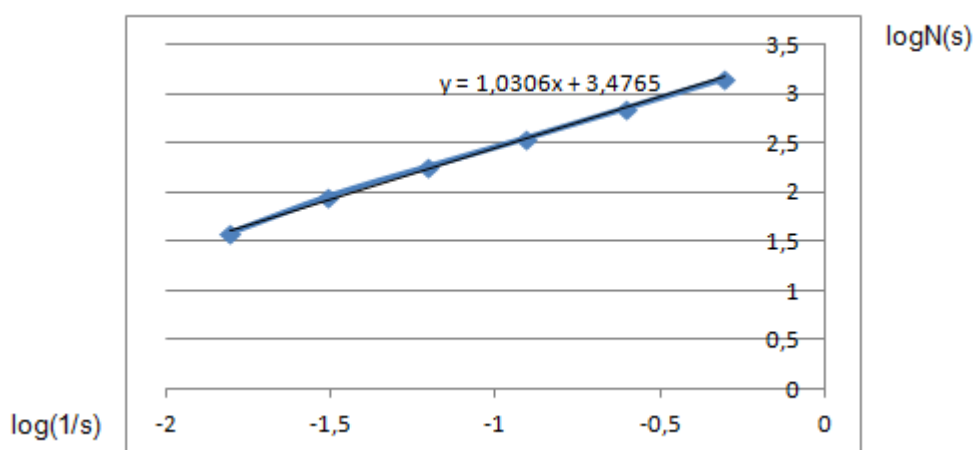


Gráfico 6 – Exemplo do gráfico obtido no cálculo da DF

($y=mx+b$ em que $m = \text{declive da reta} = \text{DF}$).

No final foram obtidos os valores de DF de contorno, DF de área, DF de contorno após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão e DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão. Por último foi aplicada a equação seguinte para obter os valores da diferença normalizada entre a DF da área antes e depois da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão, de acordo com a seguinte equação:

$$DF_1_Final = \frac{DF1DE - DF1}{DF1}$$

O tratamento e análise dos dados foram realizados com recurso ao programa estatístico *Statistical Package for the Social Sciences* - SPSS versão 19.

3.5. Conceptualização das variáveis

Para a realização deste estudo foram definidas as seguintes variáveis:

Escala BIRADS – Variável qualitativa medida em escala ordinal:

- | | |
|---------------------|---------------------|
| 0 – BIRADS 1 | 1 – BIRADS 2 |
| 2 – BIRADS 3 | 3 – BIRADS 4 |
| 4 – BIRADS 5 | |

Tipo de Lesão – Variável qualitativa medida em escala nominal:

- | | |
|--|-----------------------------------|
| 0 – Nódulo | 1 – Microcalcificação |
| 2 – Encapsulamento nodular | 3 – Calcificação |
| 4 – Área de maior densificação | 5 - Densificação irregular |
| 6 – Área de Distorção/Condensação nodular com contornos espiculados | |

DF_0 – Dimensão fractal de contorno da lesão; variável quantitativa medida em escala métrica;

DF_1 – Dimensão fractal de área da lesão; variável quantitativa medida em escala métrica;

DF_0_de20 – Dimensão fractal de contorno da lesão após aplicação do algoritmo de D/E; variável quantitativa medida em escala métrica;

DF_1_de20 – Dimensão fractal de área da lesão após aplicação do algoritmo de D/E; variável quantitativa medida em escala métrica.

DF_1_Final – Dimensão fractal resultante da fórmula de diferença da DF após e antes da aplicação do algoritmo de D/E; variável quantitativa medida em escala métrica.

Capítulo 4 - Apresentação e Análise de Resultados

4.1. Considerações gerais

Os resultados apresentados neste capítulo foram obtidos considerando que as variáveis em estudo apresentam as características apresentadas nas Tabelas 4 e 5.

Fator			Variável Resposta	Teste Aplicado	Abrev.	Secção
Variável	Categorias	Amostras				
BIRADS	4	4 (i)	DF de contorno	<i>Kruskal-Wallis</i>	DF0	4.2
BIRADS	4	4 (i)	DF de área	<i>Kruskal-Wallis</i>	DF1	4.3
Tipo de Lesão	7	7 (i)	DF de contorno	<i>Kruskal-Wallis</i>	DF0	4.4
Tipo de Lesão	7	7 (i)	DF de área	<i>Kruskal-Wallis</i>	DF1	4.5
BIRADS	4	4 (i)	DF contorno após D/E	<i>Kruskal-Wallis</i>	DF0DE	4.9
BIRADS	4	4 (i)	DF área após D/E	<i>Kruskal-Wallis</i>	DF1DE	4.10
BIRADS	4	4(i)	Diferença DF área antes e após D/E	<i>Kruskal-Wallis</i>	DF_1_Final	4.11

Tabela 4 – Tabela resumo das características dos grupos de variáveis em estudo nas diferentes secções de resultados. (i) independentes; (D/E) Algoritmo de dilatação/erosão.

Nas secções mencionadas na tabela anterior, foram relacionadas as diferentes variáveis resposta (DF de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E, DF de área após D/E e diferença da DF de área antes e após D/E) com as respectivas variáveis fator (escala BIRADS e tipo de lesão com quatro ou sete categorias, respetivamente). A primeira opção estatística para comparar os diferentes grupos em estudo seria o teste paramétrico ANOVA a 1 fator fixo, e, para tal, foi necessário verificar as condições de aplicabilidade através da aplicação do teste *S-W* ($n < 50$) ou do teste *K-S* ($n > 50$). Desta forma, foram criadas as seguintes hipóteses genéricas:

- H_0 : A DFa das lesões das escalas BIRADS/Tipos de Lesão segue uma distribuição normal, com $a =$ DF de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E, DF de área após D/E e Diferença da DF de área antes e após D/E.
- H_1 : A DFa das lesões das escalas BIRADS/Tipos de lesão não segue uma distribuição normal, com $a =$ DF de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E, DF de área após D/E e Diferença da DF de área antes e após D/E.

Nos testes mencionados anteriormente, a hipótese nula é rejeitada sempre que o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), quando tal situação se verifica, consideramos que a DF em causa não segue uma distribuição normal, mesmo que esta situação se verifique apenas para uma das categorias. Caso o pressuposto da normalidade não se verifique, não prosseguimos com a aplicação do teste paramétrico ANOVA a 1 fator fixo, optando por aplicar o teste não-paramétrico de comparação de k -grupos independentes de *Kruskal-Wallis* (*K-W*).

Após a aplicação do teste de *K-W*, caso se tenham encontrado diferenças significativas entre a DF em estudo e as diferentes escalas BIRADS ou tipos de lesão, foram realizados testes de comparações múltiplas para a DF das diferentes escalas BIRADS ou dos diferentes tipos de lesão recorrendo ao teste de *Mann-Whitney* (*M-W*), baseado nas seguintes hipóteses gerais:

- H_{10} : A DFa das lesões é igual em tendência central entre as escalas BIRADS i e j , com $a =$ DF de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E, DF de área após D/E e Diferença da DF de área antes e após D/E; $i, j = \{2, 3, 4, 5\}$ e $i \neq j$.

- H_{1_1} : A DFa das lesões é significativamente diferente entre as escalas BIRADS i e j , com a = DF de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E, DF de área após D/E e Diferença da DF de área antes e após D/E; $i, j = \{2, 3, 4, 5\}$ e $i \neq j$.
- H_{1_0} – A DFa das lesões é igual em tendência central entre lesões do tipo i e j , com a = DF de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E, DF de área após D/E e Diferença da DF de área antes e após D/E; $i, j =$ Tipo de Lesão $\{0, 1, 2, 3, 4, 5, 6\}$ e $i \neq j$;
- H_{1_1} – A DFa das lesões é significativamente diferente em tendência central entre lesões do tipo i e j , com a = DF de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E, DF de área após D/E e Diferença da DF de área antes e após D/E; $i, j =$ Tipo de Lesão $\{0, 1, 2, 3, 4, 5, 6\}$ e $i \neq j$.

O teste a aplicar para realizar as comparações múltiplas entre as diferentes categorias deveria ser um teste não-paramétrico visto que, nos dados em estudo, não foram verificadas as condições de aplicabilidade. No entanto, na versão 19 do SPSS não estão disponíveis testes deste género e, como tal, optámos por aplicar o teste paramétrico de *M-W*, tendo consciência que apresenta uma menor sensibilidade e que é suscetível a um maior erro.

Variável 1	Abrev.	Variável 2	Abrev.	Classificação	Teste Aplicado	Secção
DF de contorno	DF0	DF de área	DF1	Emparelhadas	<i>Wilcoxon</i>	4.6
DF de contorno	DF0	DF de contorno após D/E	DF0DE	Emparelhadas	<i>Wilcoxon</i>	4.7
DF de área	DF1	DF área após D/E	DF1DE	Emparelhadas	<i>Wilcoxon</i>	4.8

Tabela 5 - Tabela resumo das características dos grupos de variáveis em estudo nas diferentes secções de resultados. (D/E) Algoritmo de dilatação/erosão.

Na tabela anterior são apresentadas as secções nas quais são relacionadas as diferentes medidas de Dimensão Fractal. A primeira opção para comparar duas variáveis emparelhadas seria um teste paramétrico, neste caso o teste T para 2 amostras emparelhadas, e para tal é necessário verificar as condições de

aplicabilidade através da aplicação do teste *K-S* ($n > 50$), para o qual foram formuladas as seguintes hipóteses genéricas:

- **H₀**: A *DFb* das lesões segue uma distribuição normal, com $b = DF$ de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E e DF de área após D/E.
- **H₁**: A *DFb* das lesões não segue uma distribuição normal, com $b = DF$ de contorno, DF de área, DF de contorno após D/E e DF de área após D/E.

No teste mencionado, a hipótese nula é rejeitada sempre que o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$), não se verificando a normalidade dos dados. Caso esta situação se verifique teremos de prosseguir com a aplicação de um teste não-paramétrico de comparação de duas amostras emparelhadas, o teste de *Wilcoxon*.

4.2. DF de Contorno vs. Escala BIRADS

De forma a dar resposta à primeira questão levantada neste estudo “A *DF* de contorno da lesão está relacionada com a escala BIRADS?” elaborámos a Tabela 6, na qual são apresentados os valores de média e desvio padrão da *DF* de contorno em função da escala BIRADS. A tabela completa obtida através do programa SPSS é apresentada no Anexo B (Tabela 32).

Escala BIRADS	n	DF de contorno	
		Média	Desvio Padrão
BIRADS 2	181	1,009	0,032
BIRADS 3	26	1,036	0,024
BIRADS 4	6	1,072	0,053
BIRADS 5	17	1,060	0,031

Tabela 6 – Resultados relativos à média e desvio padrão da *DF* de Contorno consoante a escala BIRADS.

O Gráfico 7 mostra o diagrama de bigodes dos valores da *DF* de contorno para os diferentes valores de escala BIRADS. Através deste gráfico, é possível observar, *a priori*, que a média da *DF* de contorno aumenta tendencialmente com a escala BIRADS.

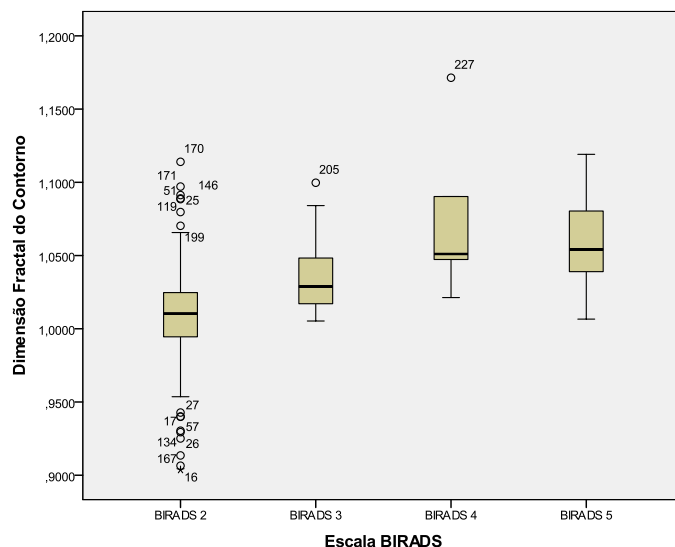


Gráfico 7 – Comparação dos valores médios e desvios padrão da DF de contorno consoante a escala BIRADS.

Na análise estatística deste problema, foram formuladas as seguintes hipóteses:

- $H_1: \mu_{DF0i} = \mu_{DF0j}, i \neq j$ com $i, j =$ BIRADS 2, BIRADS 3, BIRADS 4, BIRADS 5.
- $H_2: \mu_{DF0i} \neq \mu_{DF0j}, i \neq j$ com $i, j =$ BIRADS 2, BIRADS 3, BIRADS 4, BIRADS 5.

Na tabela seguinte são apresentados os resultados dos testes de ajustamento à normalidade de *S-W* ($n < 50$) e *K-S* ($n > 50$) (a tabela original pode ser consultada no Anexo B, Tabela 33). Uma vez que para as categorias BIRADS 2 e 3 o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$), concluímos que a DF de contorno das lesões, nestes dois casos, não se ajusta a uma distribuição normal.

Escalas BIRADS	n	Coeficiente de <i>Pearson</i> , p .	
		Teste S-W	Teste K-S
BIRADS 2	181		0,000
BIRADS 3	26	0,047	
BIRADS 4	6	0,115	
BIRADS 5	17	0,945	

Tabela 7 – Valores do Coeficiente de *Pearson*, p , relativos aos testes de normalidade S-W e K-S para a DF de contorno das diferentes escalas BIRADS.

Da aplicação do teste *K-W* (ver Tabela 34, Anexo B), obtivemos um valor para o Coeficiente de Pearson, p , de 0,000, inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), pelo que rejeitamos a hipótese nula. Desta forma, podemos afirmar que em pelo menos uma das escalas BIRADS a DF de contorno difere significativamente das restantes em tendência central, pelo realizámos a comparação da DF de contorno das diferentes escalas BIRADS duas-a-duas recorrendo ao teste de *M-W*, neste teste, a hipótese nula é rejeitada sempre que o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). A tabela seguinte resume os resultados obtidos, os quais podem ser consultados no Anexo B (Tabela 35 a 40).

$i \backslash j$	BIRADS 2	BIRADS 3	BIRADS 4	BIRADS 5
BIRADS 2		0,000 (\neq)	0,001 (\neq)	0,000 (\neq)
BIRADS 3			0,067 ($=$)	0,008 (\neq)
BIRADS 4				0,753 ($=$)
BIRADS 5				

Tabela 8 – Coeficientes de *Pearson*, p , obtidos através da aplicação do teste de *M-W* para comparação da DF de contorno das diferentes escalas BIRADS.

A partir da análise da Tabela 8, podemos concluir que a DF de contorno da escala BIRADS 2 difere das restantes, e que a DF de contorno entre as escalas BIRADS 3 e 5 diferem entre si. No entanto, para as escalas BIRADS 3-4 e 4-5, os valores da DF de contorno não apresentam diferenças significativas entre si, o que se poderá dever ao facto da amostra para estas três categorias ser reduzida ($n = 26, 6$ e 17 , respetivamente).

Tendo em conta os resultados obtidos anteriormente é possível afirmar que a DF de contorno aumenta com a escala BIRADS, como se pode verificar no Gráfico 7, tal como acontece nos estudos de Crisan⁴ e Nguyen⁴¹, sendo uma ferramenta útil na classificação de lesões em mamografia.

Apesar dos valores de DF de contorno não serem significativamente diferentes entre as escalas BIRADS 3-4 e 4-5, existem diferenças significativas entre as escalas BIRADS 2-3, 2-4, 2-5 e 3-5, pelo que podemos afirmar que a DF de contorno pode ser utilizada na diferenciação de lesões benignas regulares e malignas irregulares.

4.3. DF da Área vs. Escala BIRADS

Relativamente à segunda pergunta de investigação elaborada neste estudo, “A DF de área da lesão está relacionada com a escala BIRADS?”, são apresentados na Tabela 9 os valores de média e desvio padrão da DF de área em função da escala BIRADS. A tabela original obtida através do programa SPSS é apresentada no Anexo C (Tabela 41).

Escala BIRADS	n	DF de área	
		Média	Desvio Padrão
BIRADS 2	181	1,799	0,138
BIRADS 3	26	1,848	0,040
BIRADS 4	6	1,822	0,038
BIRADS 5	17	1,864	0,032

Tabela 9 - Resultados relativos à média e desvio padrão da DF da área consoante a escala BIRADS.

No Gráfico 8 apresenta-se o diagrama de bigodes dos valores da DF de área para as diferentes escalas BIRADS.

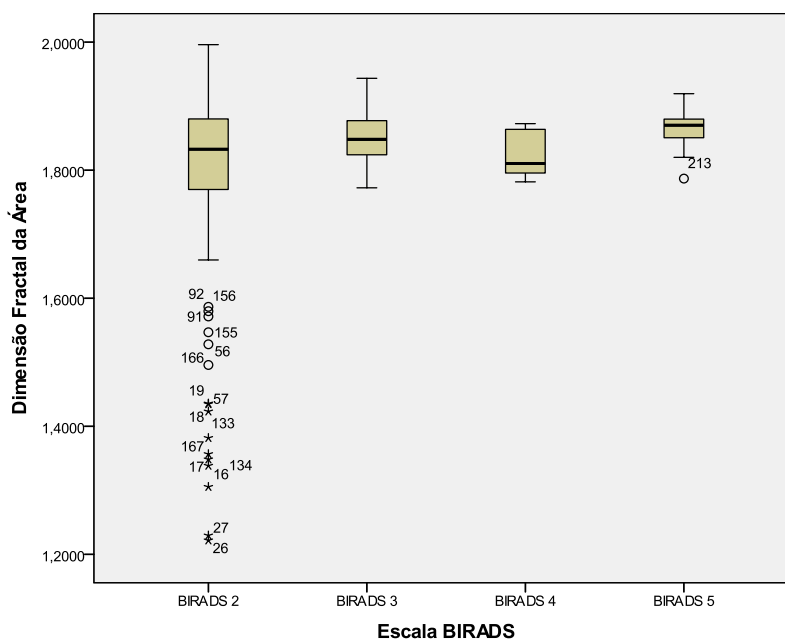


Gráfico 8 – Comparação dos valores médios e desvios padrão da DF de área consoante a escala BIRADS.

Para aplicação dos testes estatísticos, foram elaboradas as hipóteses seguintes:

- $H_0: \mu_{DF1BIRADS2} = \mu_{DF1BIRADS3} = \mu_{DF1BIRADS4} = \mu_{DF1BIRADS5}$
- $H_1: \mu_{DF1i} \neq \mu_{DF1j}, i \neq j$ com $i, j = \text{BIRADS 2, BIRADS 3, BIRADS 4, BIRADS 5}$.

Primeiramente, tal como na secção anterior, foram verificadas as condições de aplicabilidade. Na tabela seguinte são apresentados os resultados do teste de *S-W* e *K-S* (ver tabela original no Anexo C, Tabela 42).

Escalas BIRADS	<i>n</i>	Coeficiente de <i>Pearson</i> , <i>p</i> .	
		Teste <i>S-W</i>	Teste <i>K-S</i>
BIRADS 2	181		0,000
BIRADS 3	26	0,900	
BIRADS 4	6	0,280	
BIRADS 5	17	0,416	

Tabela 10 - Valores do Coeficiente de *Pearson*, *p*, relativos aos testes de normalidade *S-W* e *K-S* para a DF de área das diferentes escalas BIRADS.

Assim, uma vez que o valor *p* é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), concluímos que a DF de área das lesões da categoria BIRADS 2 não segue uma distribuição normal, pelo que aplicámos o teste não-paramétrico de comparação de *k*-grupos independentes de *K-W*.

Da aplicação do teste *K-W* (ver Tabela 43, Anexo C), obtivemos um valor *p* de 0,081, superior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), pelo que não rejeitamos a hipótese nula. Desta forma, podemos afirmar que a DF de área das lesões não apresenta diferenças significativas consoante a escala BIRADS.

Assim, podemos verificar que a DF de área por si só não pode ser utilizada na diferenciação de lesões benignas e malignas. Este facto poderá dever-se ao tamanho das lesões, pois temos nódulos benignos com áreas semelhantes, em termos de contagem de *pixels*, a muitos nódulos malignos. Esta diferenciação torna-se mais evidente no caso da DF de contorno, uma vez que apenas contabiliza os *pixels* localizados na periferia da lesão, e deste modo, quanto maior for a irregularidade da mesma, maior é o valor da DF.

4.4. DF de Contorno vs. Tipo de Lesão

Relativamente à terceira questão levantada neste estudo “A DF de contorno da lesão está relacionada com o tipo de lesão?” começámos por elaborar a Tabela 11, a qual apresenta os valores médio e de desvio padrão da DF de contorno para os diferentes tipos de lesão. A tabela completa encontra-se no Anexo D (Tabela 44).

Tipo de Lesão	n	DF de Contorno	
		Média	Desvio Padrão
Nódulo	133	1,015	0,027
Microcalcificação	16	0,961	0,043
Encapsulamento esboçando nodularidade	44	1,017	0,023
Calcificação	13	1,036	0,035
Área de maior densificação	5	1,037	0,031
Densificação Irregular	15	1,070	0,037
Área de distorção / Nódulo de contornos espiculados	5	1,063	0,027

Tabela 11 – Resultados relativos à média e desvio padrão da DF de contorno consoante o tipo de lesão.

No Gráfico 9 é apresentado o diagrama de bigodes para o valor da média da DF de contorno em função do tipo de lesão.

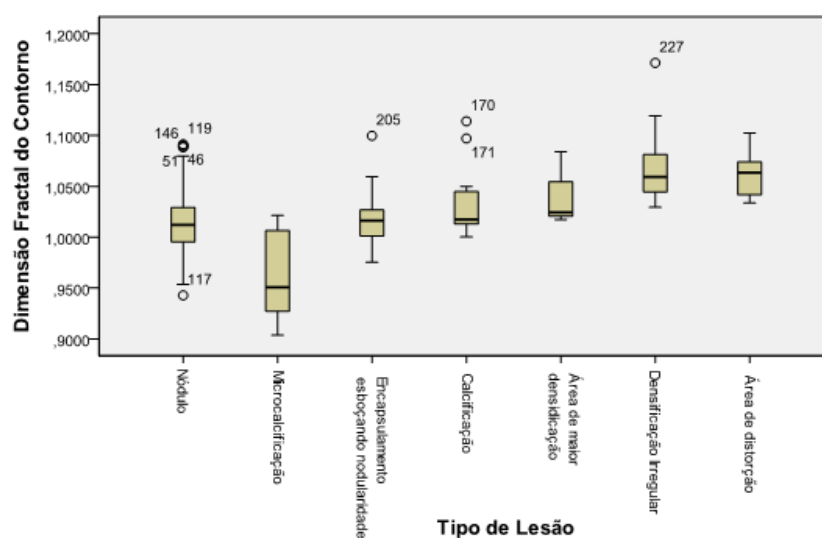


Gráfico 9 – Comparação dos valores médios e desvios padrão da DF de contorno consoante o tipo de lesão.

Através do gráfico anterior podemos verificar que os valores médios da DF de contorno são tendencialmente mais elevados para os tipos de lesões mais irregulares.

Na análise estatística deste problema, foram então formuladas as seguintes hipóteses:

- $H_0: \mu_{DF0TIPOLESÃO0} = \mu_{DF0TIPOLESÃO1} = \mu_{DF0TIPOLESÃO2} = \mu_{DF0TIPOLESÃO3} = \mu_{DF0TIPOLESÃO4} = \mu_{DF0TIPOLESÃO5} = \mu_{DF0TIPOLESÃO6}$
- $H_1: \mu_{DF0i} \neq \mu_{DF0j}$, com $i, j =$ Tipo de lesão $\{0, 1, 2, 3, 4, 5, 6\}$ e $i \neq j$;

Tal como nas secções anteriores, começámos por verificar as condições de aplicabilidade com o intuito de decidir o tipo de teste (paramétrico ou não-paramétrico) a utilizar. Da aplicação dos testes *S-W* ($n < 50$) e *K-S* ($n > 50$) obtivemos os valores de p apresentados na tabela seguinte. A informação completa obtida a partir do programa SPSS pode ser consultada na Tabela 45 do Anexo D.

Tipo de lesão	n	Coeficiente de <i>Pearson</i> , p .	
		Teste S-W	Teste K-S
Nódulos	133		0,200
Microcalcificações	16	0,076	
Encapsulamento esboçando nodularidade	44	0,009	
Calcificação	13	0,012	
Área de maior densificação	5	0,021	
Densificação irregular	15	0,032	
Área de distorção/ Nódulo de contornos espiculados	5	0,786	

Tabela 12 – Valores do Coeficiente de *Pearson*, p , relativos aos testes de normalidade S-W e K-S para a DF de contorno dos diferentes tipos de lesão.

Verificámos que a DF de contorno para as lesões “Encapsulamento esboçando nodularidade”, “Calcificação”, “Áreas de maior densificação” e “Densificação irregular” não se ajustam a uma distribuição normal e, como tal, decidimos aplicar o teste de *K-W*. Da aplicação deste teste (ver Tabela 46, Anexo D), obtivemos um valor p de 0,000, inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), pelo que rejeitamos a hipótese nula. Desta forma, podemos afirmar que em pelo menos um dos tipos de lesão a DF de contorno da lesão difere significativamente das restantes em tendência central, pelo

que comparámos a DF de contorno dos tipos de lesão dois-a-dois recorrendo ao teste de *M-W*, cujos resultados são apresentados na Tabela 13. A hipótese nula é rejeitada sempre que o valor *p* é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). Os resultados obtidos através do programa SPSS podem ser consultados no Anexo D (Tabela 47 a 67).

	0 (Nódulos)	1 (MicroC.)	2 (Encaps.)	3 (Calcific.)	4 (AMD)	5 (DI)	6 (AD/NCE)
0 (Nódulos)		0,000 (≠)	0,751 (=)	0,037 (≠)	0,125 (=)	0,000 (≠)	0,002 (≠)
1 (MicroC.)			0,000 (≠)	0,000 (≠)	0,005 (≠)	0,000 (≠)	0,001 (≠)
2 (Encaps.)				0,108 (=)	0,101 (=)	0,000 (≠)	0,002 (≠)
3 (Calcific.)					0,571 (=)	0,008 (≠)	0,085 (=)
4 (AMD)						0,072 (=)	0,142 (=)
5 (DI)							0,965 (=)
6 (AD/NCE)							

Tabela 13 – Valores do Coeficiente de *Pearson*, *p*, resultantes da aplicação do teste de *M-W* para comparação da DF de contorno entre os diferentes tipos de lesão. MicroC. – Microcalcificações; Encaps. – Encapsulamento esboçando nodularidade; Calcific. – Calcificações; AMD – Áreas de maior densificação; DI – Densificações irregulares; AD/NCE – Áreas de distorção/Nódulos com contornos espiculados.

Através da análise da Tabela 13, podemos verificar que as microcalcificações apresentam valores de DF de contorno significativamente diferentes dos restantes tipos de lesão. No Gráfico 9 é possível verificar que o valor médio da DF de contorno das microcalcificações (0,961) é visivelmente menor do que o valor médio dos restantes tipos de lesões (superiores a 1,000), o que se pode dever ao facto das microcalcificações serem, geralmente, as lesões com contornos mais regulares e dimensões mais reduzidas.

Na comparação entre nódulos e encapsulamentos esboçando nodularidade, a DF de contorno não apresenta diferenças estatisticamente significativas, o que pode ser explicado pelo facto de ambos os tipos de lesão apresentarem um padrão muito semelhante. Os encapsulamentos esboçando nodularidade representam um aglomerado de estroma, podendo ser facilmente confundidos com nódulos, pois possuem, geralmente, contornos regulares e, muitas vezes, apenas são diferenciados com recurso à ecografia.

No caso dos nódulos ($\mu=1,015$) e calcificações ($\mu=1,036$), apesar de muitas vezes poderem apresentar um tamanho idêntico, as calcificações apresentam contornos extremamente regulares o que poderá ajudar na sua distinção. Esta distinção já não se verifica entre as calcificações ($\mu=1,036$) e encapsulamento esboçando nodularidade ($\mu=1,017$), e entre calcificações ($\mu=1,036$) e áreas de distorção/nódulos com contornos espiculados ($\mu=1,063$). Estes resultados apenas podem ser explicados pela reduzida dimensão da amostra tanto nas calcificações ($n=13$) como nas áreas de distorção/nódulos com contornos espiculados ($n=5$).

As áreas de maior densificação apenas apresentam diferenças significativas quando comparadas com as microcalcificações, o que mais uma vez pode ser explicado pela reduzida dimensão da amostra ($n=5$).

Como foi mencionado anteriormente, a DF do contorno tem tendência a aumentar com a irregularidade do tipo de lesão, pelo que podemos verificar que a DF do contorno das densificações irregulares ($\mu=1,070$) e das áreas de distorção/nódulos com contornos espiculados ($\mu=1,063$) é significativamente superior à DF do contorno dos nódulos ($\mu=1,015$) e dos encapsulamentos esboçando nodularidade ($\mu=1,017$). Este resultado era expectável visto que já verificámos que a DF do contorno aumenta com a escala BIRADS. Além disso, estes tipos de lesão (densificações irregulares e áreas de distorção/nódulos com contornos espiculados) pertencem, geralmente, às classificações BIRADS 4 ou 5, consoante uma série de características a ter em conta na classificação. Como esperado, a DF de contorno entre estas lesões não apresentou diferenças estatisticamente significativas.

4.5. DF de área vs. Tipo de lesão

“A DF de área das lesões está relacionada com o tipo de lesão?” é a quarta pergunta de investigação deste estudo, e como tal, à semelhança do que foi apresentado nas secções anteriores, apresentamos na Tabela 14 os valores médios e de desvio padrão da DF de área para os diferentes tipos de lesão. A tabela completa pode ser consultada no Anexo E (Tabela 68).

Tipo de Lesão	n	DF de Área	
		Média	Desvio Padrão
Nódulo	133	1,826	0,061
Microcalcificação	16	1,424	0,12
Encapsulamento esboçando Nodularidade	44	1,88	0,041
Calcificação	13	1,793	0,07
Área de maior densificação	5	1,873	0,067
Densificação Irregular	15	1,853	0,042
Área de distorção/Nódulos de contornos espiculados	5	1,87	0,013

Tabela 14 - Resultados relativos à média e desvio padrão da DF de área consoante o tipo de lesão.

No gráfico seguinte, é apresentado o diagrama de bigodes para o valor da média da DF de área em função do tipo de lesão.

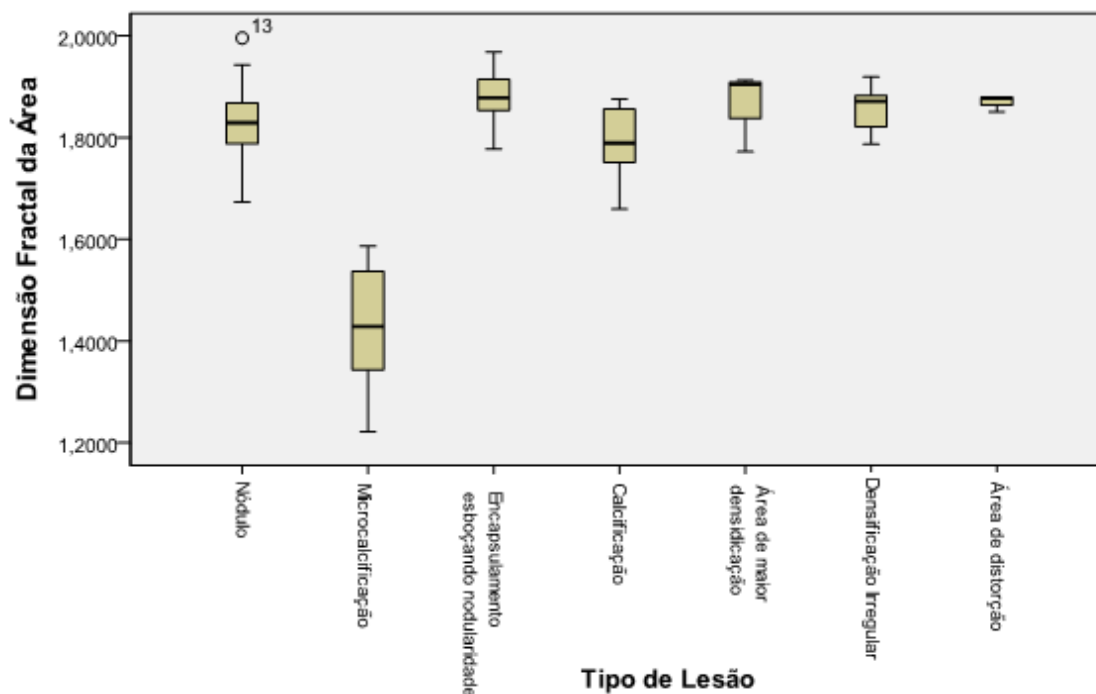


Gráfico 10 – Comparação dos valores médios e desvios padrão da DF de área consoante o tipo de lesão.

Estatisticamente foram formuladas as seguintes hipóteses:

- $H_0: \mu_{DF1TIPOLESÃO0} = \mu_{DF1TIPOLESÃO1} = \mu_{DF1TIPOLESÃO2} = \mu_{DF1TIPOLESÃO3} = \mu_{DF1TIPOLESÃO4} = \mu_{DF1TIPOLESÃO5} = \mu_{DF1TIPOLESÃO6}$
- $H_1: \mu_{DF1i} \neq \mu_{DF1j}$, com $i, j = \text{Tipo de lesão } \{0, 1, 2, 3, 4, 5, 6\}$ e $i \neq j$;

Seguidamente, testámos as condições de aplicabilidade através da aplicação dos testes *S-W* ($n < 50$) e *K-S* ($n > 50$) e obtivemos os valores p apresentados na tabela seguinte. A informação completa obtida a partir do programa SPSS pode ser consultada na Tabela 69 do Anexo E.

Tipo de lesão	n	Coeficiente de <i>Pearson</i> , p .	
		Teste S-W	Teste K-S
Nódulos	133		0,200
Microcalcificações	16	0,353	
Encapsulamento esboçando nodularidade	44	0,306	
Calcificação	13	0,324	
Área de maior densificação	5	0,009	
Densificação irregular	15	0,250	
Área de distorção/ Nódulo de contornos espiculados	5	0,120	

Tabela 15 – Valores p relativos aos testes de normalidade S-W e K-S para a DF de área dos diferentes tipos de lesão.

Apesar de, na maioria dos testes aplicados, os valores p estarem acima do nível de significância de 0,05, no teste *S-W* para a lesão “Área de maior densificação” obtivemos um valor p de 0,009, logo podemos afirmar que a DF das lesões para as “Áreas de Maior Densificação” não se ajusta a uma distribuição normal, tivemos assim que aplicar o teste de *K-W* (ver Tabela 70, Anexo E), no qual obtivemos um valor p de 0,000, inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), pelo que rejeitamos a hipótese nula. Assim, podemos afirmar que em pelo menos um dos tipos de lesão a DF de área das lesões difere significativamente das restantes em tendência central. Assim, realizámos a comparação da DF de área dos tipos de lesão dois-a-dois através do teste de *M-W*. Foi assim elaborada a tabela seguinte, que mostra os valores p obtidos a partir da realização dos testes de *M-W*, nos quais a hipótese nula é rejeitada sempre que o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). Os resultados obtidos através do programa SPSS podem ser consultados no Anexo E (Tabela 71 a 91).

	0 (Nódulos)	1 (MicroC.)	2 (Encaps.)	3 (Calcific.)	4 (AMD)	5 (DI)	6 (AD/NCE)
0 (Nódulos)		0,000 (≠)	0,000 (≠)	0,140 (=)	0,136 (=)	0,114 (=)	0,058 (=)
1 (MicroC.)			0,000 (≠)	0,000 (≠)	0,000 (≠)	0,000 (≠)	0,001 (≠)
2 (Encaps.)				0,000 (≠)	0,794 (=)	0,079 (=)	0,597 (=)
3 (Calcific.)					0,031 (≠)	0,008 (≠)	0,012 (≠)
4 (AMD)						0,230 (=)	0,221 (=)
5 (DI)							0,570 (=)
6 (AD/NCE)							

Tabela 16 – Valores do Coeficiente de *Pearson*, p , resultantes da aplicação do teste de *M-W* para comparação da DF de área entre os diferentes tipos de lesão. MicroC. – Microcalcificações; Encaps. – Encapsulamento esboçando nodularidade; Calcific. – Calcificações; AMD – Área de maior densificação; DI – Densificações irregulares; AD/NCE – Áreas de distorção/Nódulos com contornos espiculados.

Os resultados da Tabela 16 mostram, tal como acontece no caso da DF de contorno, que as microcalcificações continuam a ser o tipo de lesão com menor média de DF de área ($\mu=1,424$), sendo mais uma vez distinguidas dos restantes tipos de lesão (μ de DF de área superior a 1,7).

Na Tabela 17 é apresentada a comparação entre os resultados obtidos utilizando a DF de contorno e a DF de área em função do tipo de lesão. Assim, é possível verificar que com a DF de área foram obtidos bons resultados na distinção de Nódulos ($\mu=1,826$) e Encapsulamentos esboçando nodularidade ($\mu=1,88$), entre Encapsulamentos esboçando nodularidade e Calcificações ($\mu=1,793$), entre Calcificações e Áreas de maior densificação ($\mu=1,873$) e entre Calcificações e Áreas de distorção/Nódulos com contornos espiculados ($\mu=1,87$) (Tabela 17 a verde).

No entanto, utilizando a DF de área, alguns dos tipos de lesões deixaram de ser distinguidos (Tabela 17 a vermelho), tais como, Nódulos ($\mu=1,826$) e Calcificações ($\mu=1,793$), Nódulos e Densificações irregulares ($\mu=1,826$), Nódulos e Áreas de distorção/Nódulos com contornos espiculados ($\mu=1,87$), Encapsulamentos esboçando nodularidade ($\mu=1,88$) e Densificações irregulares, e Encapsulamentos esboçando nodularidade e Áreas de distorção/Nódulos com contornos espiculados. No caso dos nódulos e calcificações não é um resultado preocupante visto que são ambas lesões benignas, mas nos restantes casos já se torna grave, uma vez que deixámos de conseguir distinguir lesões tipicamente benignas de lesões tipicamente malignas.

	0 (Nódulos)	1 (MicroC.)	2 (Encaps.)	3 (Calcific.)	4 (AMD)	5 (DI)	6 (AD/NCE)
0 (Nódulos)		(≠) (≠)	(=) (≠)	(≠) (=)	(=) (=)	(≠) (=)	(≠) (=)
1 (MicroC.)			(≠) (≠)	(≠) (≠)	(≠) (≠)	(≠) (≠)	(≠) (≠)
2 (Encaps.)				(=) (≠)	(=) (=)	(≠) (=)	(≠) (=)
3 (Calcific.)					(=) (≠)	(≠) (≠)	(=) (≠)
4 (AMD)						(=) (=)	(=) (=)
5 (DI)							(=) (=)
6 (AD/NCE)							

Tabela 17 – Tabela de comparação dos resultados da DF de área com a DF de contorno: a vermelho os resultados que divergiam na DF de contorno e passaram a convergir na DF de área; a verde os resultados que convergiam na DF de contorno e passaram a divergir na DF de área; a azul os resultados que se mantiveram iguais entre a DF de contorno e de área. MicroC. – Microcalcificações; Encaps. – Encapsulamento esboçando nodularidade; Calcific. – Calcificações; AMD – Área de maior densificação; DI – Densificações irregulares; AD/NCE – Áreas de distorção/Nódulos com contornos espiculados.

Assim, podemos afirmar que a DF de área não pode ser utilizada por si só na distinção de lesões em mamografia, uma vez que não demonstrou a capacidade de diferenciar os tipos de lesão mais evidentes (benignos/malignos). Poderá, no entanto, ser uma mais-valia quando aplicada em simultâneo com a DF de contorno.

4.6. DF de Contorno vs. DF de Área

De forma a obter resposta à quinta questão levantada neste estudo: “A DF difere significativamente consoante o método de aplicação?”, começámos por elaborar a tabela seguinte relativa à estatística descritiva para a DF de contorno e DF de área das lesões. A tabela completa pode ser consultada no Anexo F (Tabela 92).

	DF de Contorno	DF de Área
Média	1,018	1,81
Desvio Padrão	0,036	0,125
Valor Mínimo	0,904	1,222
Valor Máximo	1,171	1,996

Tabela 18 – Estatística descritiva relativa à DF de contorno e DF de área das lesões em estudo

Estatisticamente foram formuladas as seguintes hipóteses:

- **H₀**: O valor médio da DF de contorno das lesões não difere significativamente do valor médio da DF de área das lesões.
- **H₁**: O valor médio da DF de contorno das lesões difere significativamente do valor médio da DF de área das lesões.

Da aplicação do teste *K-S* ($n > 50$) obtivemos um valor p de 0,000 para ambas as amostras (ver Tabela 93, Anexo F), pelo que podemos concluir que tanto a DF de contorno como a DF de área não se ajustam a uma distribuição normal. Assim, prosseguimos com a aplicação do teste de *Wilcoxon*, no qual obtivemos um valor p de 0,000 (ver Tabela 94, Anexo F), pelo que podemos afirmar que o valor médio da DF de contorno difere significativamente do valor médio da DF de área.

Esta afirmação pode ser explicada pelo facto de na DF de contorno serem apenas contabilizados os *pixels* que fazem parte dos contornos das lesões, enquanto na DF de área é contabilizada a totalidade dos pixels que compõem as mesas, sendo portanto de esperar que a DF de área apresente, de uma forma geral, valores mais elevados comparativamente com a DF de contorno.

4.7. DF de contorno vs. DF de contorno após aplicação de D/E

Na resposta à sexta pergunta de investigação: “Existem alterações na Dimensão Fractal de contorno da lesão após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão?”, relacionámos ambas as variáveis, DF de contorno e DF de contorno após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão, considerando-as duas amostras emparelhadas, e elaborámos a seguinte tabela, na qual são apresentados os valores descritivos relativos à DF de contorno antes e depois da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão (tabela original no Anexo G, Tabela 95).

	DF de Contorno	DF de Contorno após algoritmo de D/E
Média	1,018	1,007
Desvio Padrão	0,036	0,027
Valor Mínimo	0,904	0,904
Valor Máximo	1,171	1,089

Tabela 19 – Estatística descritiva para DF contorno e DF contorno após aplicação de D/E.

Para aplicação dos testes estatísticos foram elaboradas as seguintes hipóteses:

- **H₀**: O valor médio da DF de contorno das lesões não difere significativamente do valor médio da DF de contorno das lesões após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.
- **H₁**: O valor médio da DF de contorno das lesões difere significativamente do valor médio da DF de contorno das lesões após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

As condições de aplicabilidade foram verificadas com o teste *K-S* ($n > 50$), no qual obtivemos um valor p de 0,000 para ambas as amostras (ver Tabela 96, Anexo G), pelo que podemos então afirmar que a DF de contorno antes e depois da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão não se ajusta a uma distribuição normal. Assim, aplicámos o teste de *Wilcoxon*, no qual obtivemos um valor p de 0,000 (ver Tabela 97, Anexo G), inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$), pelo que rejeitamos a hipótese nula. Concluimos assim que o valor médio da DF de contorno das lesões difere significativamente do valor médio da DF de contorno após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

Este resultado pode ser explicado pela suavização dos contornos das lesões que ocorre após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão, sendo este fenómeno provado pelos resultados apresentados na Tabela 19, pois, para além do valor médio da DF de contorno diminuir após a aplicação do algoritmo, o valor mínimo da DF de contorno não se altera entre ambas as medições, mas o seu valor máximo baixa consideravelmente entre a medição antes (1,171) e após a aplicação do algoritmo (1,089).

Para além dos valores apresentados anteriormente, na aplicação do teste de *Wilcoxon* obtivemos também uma tabela na qual são apresentadas as alterações que ocorreram na DF de contorno antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão (Tabela 98, Anexo G). Assim em 183 casos ($\approx 79,6\%$) a DF de contorno após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão é inferior à DF de contorno inicial, em 18 casos ($\approx 7,8\%$) a DF de contorno após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão superior à DF de contorno inicial, e em 29 casos ($\approx 12,6\%$) a DF de contorno manteve-se inalterada.

4.8. DF de área vs. DF de área após aplicação D/E

No que diz respeito à sétima pergunta de investigação: “*Existem alterações na Dimensão Fractal de área da lesão após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão?*”, relacionámos novamente ambas as variáveis, a DF de área e DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão, que equivalem a duas amostras emparelhadas. Na Tabela 20 é apresentada a estatística descritiva relativa à DF da área antes e depois da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão (ver tabela original no Anexo H, Tabela 99).

	DF de Área	DF de Área após algoritmo de D/E
Média	1,810	1,816
Desvio Padrão	0,125	0,127
Valor Mínimo	1,222	1,222
Valor Máximo	1,996	1,996

Tabela 20 - Estatística descritiva para a DF de área e DF de área após aplicação da dilatação/erosão.

Assim, foram elaboradas as seguintes hipóteses estatísticas:

- **H₀**: O valor médio da DF de área das lesões não difere significativamente do valor médio da DF de área das lesões após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.
- **H₁**: O valor médio da DF de área das lesões difere significativamente do valor médio da DF de área das lesões após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

Antes da aplicação dos testes estatísticos foram testadas as condições de aplicabilidade. Uma vez que na aplicação do teste *K-S* ($n > 50$) obtivemos um valor *p* de 0,000 para ambas as amostras (ver Tabela 100, Anexo H), podemos concluir que a DF de área antes e depois da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão não se ajusta a uma distribuição normal e, como tal, aplicámos o teste de *Wilcoxon*, no qual obtivemos um valor *p* de 0,000 (ver Tabela 101, Anexo H), inferior ao nosso nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$). Assim, podemos afirmar que o valor médio da DF de área das lesões

difere significativamente do valor médio da DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

Como se pode verificar através da Tabela 20, apesar dos valores máximo e mínimo da DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão não sofrerem alterações, existem alterações mínimas nos valores da média e desvio padrão desta medida, sendo estas diferenças consideradas estatisticamente significativas apesar de não apresentarem grande diferença numérica, o que poderá dever-se ao elevado número de lesões em estudo (N=230).

A média e o desvio padrão da DF de área aumenta após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão ($\mu_{\text{antesD/E}}=1,810/\mu_{\text{apósD/E}}=1,816$), o que pode ser explicado pelo facto de, apesar dos contornos serem suavizados, as lesões tornam-se tendencialmente maiores, daí o aumento do número de pixels contabilizados. Tal como na secção anterior, depois da aplicação do teste de *Wilcoxon* obtivemos também uma tabela na qual são apresentadas as alterações que ocorreram na DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão (Tabela 102, Anexo H). Assim, em 191 casos ($\approx 83\%$) a DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão é superior à DF de área inicial, em 39 casos ($\approx 17\%$) a DF de área manteve-se inalterada e, em nenhum dos casos a DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão foi inferior à DF de área inicial.

4.9. DF de contorno D/E vs. Escala BIRADS

Quanto à seguinte questão: “A DF de contorno da lesão sofre alterações consoante a escala BIRADS após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão?”, foram obtidos os valores apresentados na Tabela 21 relativos à média e desvio padrão da DF de contorno após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão para as diferentes categorias da escala BIRADS. A tabela original, obtida através do programa SPSS, pode ser consultada no Anexo I (Tabela 103).

Escala BIRADS	n	DF de contorno após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão	
		Média	Desvio Padrão
BIRADS 2	181	1,003	0,002
BIRADS 3	26	1,016	0,003
BIRADS 4	6	1,034	0,006
BIRADS 5	17	1,025	0,004

Tabela 21 - Resultados relativos à média e desvio padrão da DF de Contorno consoante a escala BIRADS.

O Gráfico 11 mostra o diagrama de bigodes dos valores da DF de contorno após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão para os diferentes valores de escala BIRADS.

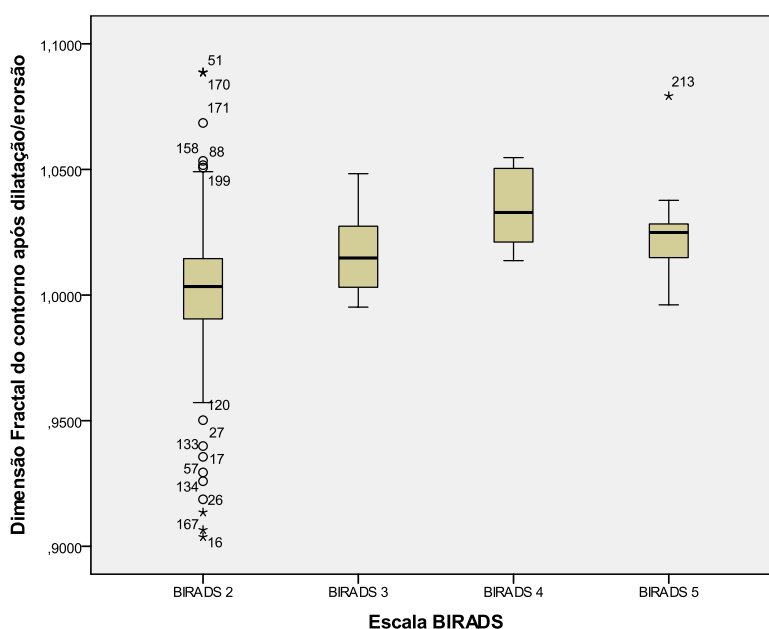


Gráfico 11 - Comparação dos valores médios e desvios padrão da DF de contorno das lesões após a aplicação de dilatação/erosão consoante a escala BIRADS.

Estatisticamente foram formuladas as seguintes hipóteses:

- $H_0: \mu_{DF0DEBIRADS2} = \mu_{DF0DEBIRADS3} = \mu_{DF0DEBIRADS4} = \mu_{DF0DEBIRADS5}$
- $H_1: \mu_{DF0DEi} \neq \mu_{DF0DEj}, i \neq j$ com $i, j = \text{BIRADS 2, BIRADS 3, BIRADS 4, BIRADS 5}$.

Tal como foi realizado até aqui, verificámos as condições de aplicabilidade. Os resultados dos testes S-W e K-S são apresentados na tabela seguinte (tabela original disponível do Anexo I, Tabela 104).

Escalas BIRADS	<i>n</i>	Coeficiente de <i>Pearson</i> , <i>p</i> .	
		Teste S-W	Teste K-S
BIRADS 2	181		0,000
BIRADS 3	26	0,239	
BIRADS 4	6	0,717	
BIRADS 5	17	0,003	

Tabela 22 - Valores do Coeficiente de *Pearson*, *p*, relativos aos testes de normalidade S-W e K-S para a DF de contorno após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão das diferentes escalas BIRADS.

Uma vez que para as categorias BIRADS 2 e 5 o valor *p* é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), concluímos que a DF de contorno das lesões após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão, nestes dois casos, não se ajusta a uma distribuição normal. Violado o pressuposto da normalidade, aplicámos o teste de *K-W* (ver Tabela 105, Anexo I), no qual obtivemos um valor para o Coeficiente de *Pearson*, *p*, de 0,000, inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), pelo que rejeitamos a hipótese nula. Desta forma, podemos afirmar que em pelo menos uma das escalas BIRADS a DF de contorno após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão difere significativamente das restantes em tendência central. Assim, foi realizado o teste de *M-W* para comparar a DF de contorno após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão para as diferentes escalas BIRADS duas-a-duas. Neste teste, a hipótese nula é rejeitada sempre que o valor *p* é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). A Tabela 23 resume os resultados obtidos, os quais podem ser consultados no Anexo I (Tabela 106 a 111).

Após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão os resultados obtidos na diferenciação das categorias BIRADS são muito semelhantes aos resultados obtidos para a DF de contorno inicial, como podemos verificar através da Tabela 24, à exceção das escalas BIRADS 3 e 4 que passaram a ser distinguidas e das escalas BIRADS 3 e 5 que, pelo contrário, deixaram de ser divergentes. Desta forma, podemos afirmar uma vez mais que a utilização dos algoritmos de dilatação/erosão pode ser

uma mais-valia como complemento da DF de contorno na classificação de lesões em mamografia.

$i \backslash j$	BIRADS 2	BIRADS 3	BIRADS 4	BIRADS 5
BIRADS 2		0,003 (\neq)	0,002 (\neq)	0,000 (\neq)
BIRADS 3			0,020 (\neq)	0,087 ($=$)
BIRADS 4				0,172 ($=$)
BIRADS 5				

Tabela 23 – Coeficientes de *Pearson*, p , obtidos através da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão das diferentes escalas BIRADS.

$i \backslash j$	BIRADS 2	BIRADS 3	BIRADS 4	BIRADS 5
BIRADS 2		(\neq) (\neq)	(\neq) (\neq)	(\neq) (\neq)
BIRADS 3			($=$) (\neq)	(\neq) ($=$)
BIRADS 4				($=$) ($=$)
BIRADS 5				

Tabela 24 - Tabela de comparação dos resultados da DF de contorno antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão: a vermelho os resultados que divergiram na DF de contorno inicial e passaram a convergir na DF de contorno após D/E; a verde os resultados que convergiam na DF de contorno inicial e passaram a divergir na DF de contorno após aplicação de D/E; a azul os resultados que se mantiveram iguais entre a DF de contorno antes e após aplicação de D/E.

De salientar uma vez mais, que os valores médios da DF de contorno antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão apresentam maiores diferenças para as escalas BIRADS 4 e 5, ou seja, tendem a aumentar com a escala BIRADS como se pode verificar na Tabela 25, na qual são apresentados os valores da diferença entre os valores médios da DF de contorno antes e após a aplicação do algoritmo, o que reforça a afirmação anterior de que a aplicação deste algoritmo pode ser vantajosa.

Escala BIRADS	Valor da diferença da DF de contorno antes e após a aplicação de D/E
BIRADS 2	$1,009 - 1,003 = 0,006$
BIRADS 3	$1,036 - 1,016 = 0,020$
BIRADS 4	$1,072 - 1,034 = 0,038$
BIRADS 5	$1,060 - 1,025 = 0,035$

Tabela 25 - Valores da diferença entre os valores médios da DF de contorno antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

4.10. DF de área D/E vs. Escala BIRADS

Com o objetivo de dar resposta à nona pergunta de investigação: “A DF da área da lesão sofre alterações consoante a escala BIRADS após a aplicação da dilatação/erosão?”, foi elaborada a Tabela 26 com os valores da média e desvio padrão da DF de área após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão para cada categoria BIRADS. A tabela original obtida através do programa SPSS é apresentada no Anexo J (Tabela 112).

Escala BIRADS	n	DF de área após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão	
		Média	Desvio Padrão
BIRADS 2	181	1,803	0,139
BIRADS 3	26	1,858	0,034
BIRADS 4	6	1,848	0,029
BIRADS 5	17	1,881	0,029

Tabela 26 - Resultados relativos à média e desvio padrão da DF de Área consoante a escala BIRADS.

No gráfico seguinte podemos observar o diagrama de bigodes dos valores da DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão para os diferentes valores de escala BIRADS.

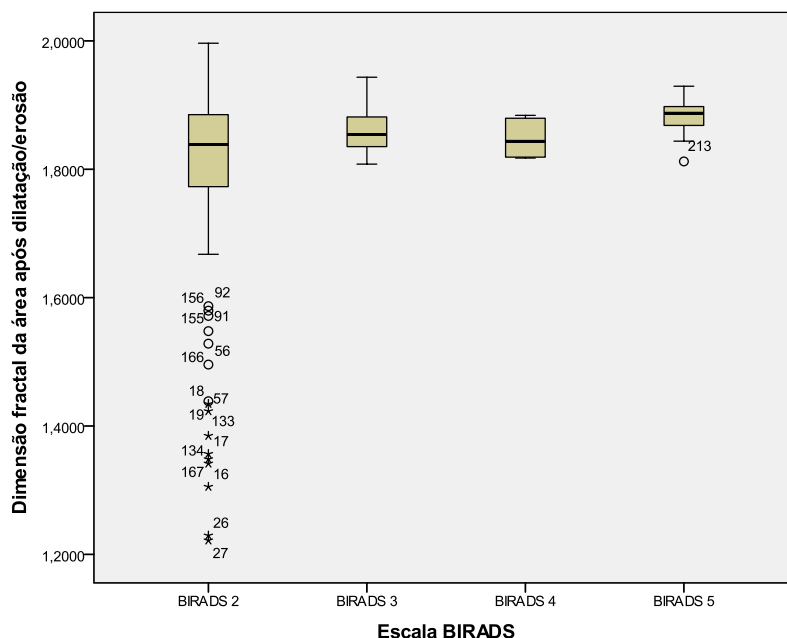


Gráfico 12 - Comparação dos valores médios e desvios padrão da dimensão fractal da área das lesões após a aplicação de dilatação/erosão consoante a escala BIRADS.

Foram assim elaboradas as seguintes hipóteses estatísticas:

- $H_0: \mu_{DF1DEBIRADS2} = \mu_{DF1DEBIRADS3} = \mu_{DF1DEBIRADS4} = \mu_{DF1DEBIRADS5}$
- $H_1: \mu_{DF1DEi} \neq \mu_{DF1DEj}, i \neq j$ com $i, j = \text{BIRADS 2, BIRADS 3, BIRADS 4, BIRADS 5}$.

Para verificar as condições de aplicabilidade aplicámos os testes S-W e K-S, cujos resultados são apresentados na Tabela 27 (ver Tabela 113, Anexo J).

Escala BIRADS	n	Coeficiente de <i>Pearson</i> , <i>p</i> .	
		Teste S-W	Teste K-S
BIRADS 2	181		0,000
BIRADS 3	26	0,375	
BIRADS 4	6	0,295	
BIRADS 5	17	0,597	

Tabela 27 - Valores do Coeficiente de *Pearson*, *p*, relativos aos testes de normalidade S-W e K-S para a DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão das diferentes escalas BIRADS.

Uma vez que para a categoria BIRADS 2 o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), concluímos que a DF de área das lesões após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão não se ajusta a uma distribuição normal, pelo que aplicámos o teste de $K-W$ (ver Tabela 114, Anexo J), no qual obtivemos um valor p de 0,006, inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), pelo que rejeitamos a hipótese nula. Desta forma, podemos afirmar que em pelo menos uma das escalas BIRADS a DF de área após D/E difere significativamente das restantes em tendência central. Assim, foi realizado o teste de $M-W$ para comparar a DF de área após aplicação D/E para as diferentes escalas BIRADS duas-a-duas. Neste teste, a hipótese nula é rejeitada sempre que o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). A Tabela 28 resume os resultados obtidos (ver Tabela 115 a 120, Anexo J).

$i \backslash j$	BIRADS 2	BIRADS 3	BIRADS 4	BIRADS 5
BIRADS 2		0,070 (=)	0,597 (=)	0,002 (\neq)
BIRADS 3			0,562 (=)	0,021 (\neq)
BIRADS 4				0,042 (\neq)
BIRADS 5				

Tabela 28 - Coeficientes de *Pearson*, p , obtidos através da aplicação do teste $M-W$ para comparação da DF de área após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão das diferentes escalas BIRADS.

Com a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão foi possível encontrar diferenças significativas na DF de área consoante as escalas BIRADS, o que não acontecia com a DF de área inicial, como se verificou na secção 4.3. A diferença mais expressiva após a aplicação do algoritmo foi o facto de passar a existir a capacidade de distinguir as lesões das categorias BIRADS 4 e 5, o que não se verificou na DF de contorno quer antes quer depois da aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

4.11. Diferença entre DF de área antes e após aplicação de D/E

Por último neste estudo foi calculada a diferença entre os valores da DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão, através da aplicação da equação anteriormente.

Através dos resultados obtidos obtivemos os valores de média e desvio padrão apresentados na Tabela 29 (tabela original pode ser consultada no Anexo K, Tabela 121).

Escala BIRADS	n	DF_1_Final	
		Média	Desvio Padrão
BIRADS 2	181	0,002	0,006
BIRADS 3	26	0,005	0,005
BIRADS 4	6	0,014	0,009
BIRADS 5	17	0,009	0,005

Tabela 29 - Resultados relativos à média e desvio padrão da diferença entre a DF de área antes e após aplicação do algoritmo D/E consoante a escala BIRADS.

No Gráfico 13 apresentamos o diagrama de bigodes dos valores da diferença entre a DF de área antes e após aplicação do algoritmo D/E (DF_1_Final).

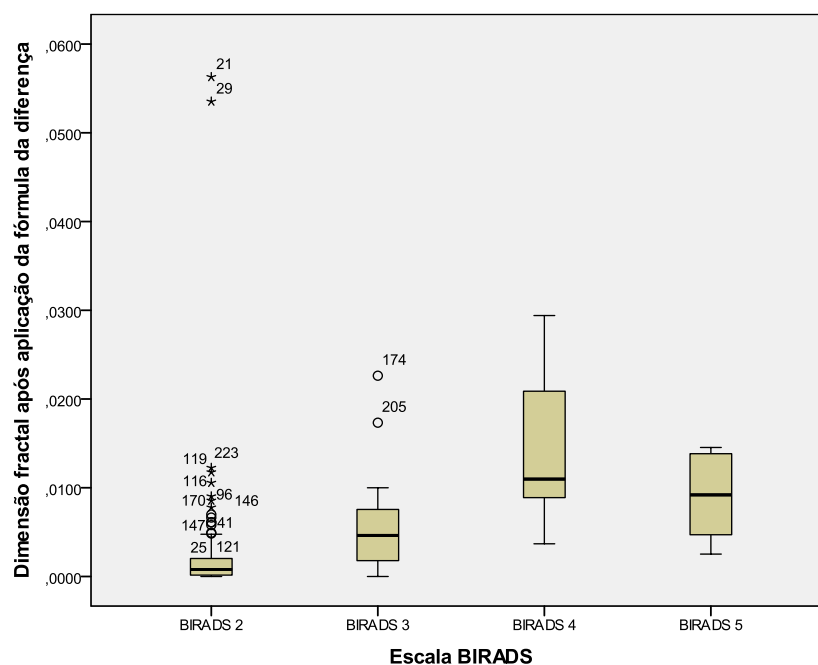


Gráfico 13 - Comparação dos valores médios e desvios padrão da DF_1_Final consoante a escala BIRADS.

Foram assim elaboradas as seguintes hipóteses estatísticas:

- $H_0: \mu_{DF_1_FinalBIRADS2} = \mu_{DF_1_FinalBIRADS3} = \mu_{DF_1_FinalBIRADS4} = \mu_{DF_1_FinalBIRADS5}$
- $H_1: \mu_{DF_1_Finali} \neq \mu_{DF_1_Finalj}, i \neq j$ com $i, j = \text{BIRADS 2, BIRADS 3, BIRADS 4, BIRADS 5}$.

Pela última vez, verificámos as condições de aplicabilidade, os resultados são apresentados na tabela seguinte (tabela original no anexo K, Tabela 122).

Escalas BIRADS	n	Coeficiente de <i>Pearson</i> , p .	
		Teste S-W	Teste K-S
BIRADS 2	181		0,000
BIRADS 3	26	0,000	
BIRADS 4	6	0,446	
BIRADS 5	17	0,022	

Tabela 30 - Valores do Coeficiente de *Pearson*, p , relativos aos testes de normalidade S-W e K-S para a medida DF_1_Final para as diferentes escalas BIRADS.

Uma vez que para as categorias BIRADS 2, 3 e 5 o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), concluímos que a DF_1_Final nestes casos não se ajusta a uma distribuição normal, logo aplicámos o teste de *K-W* (ver Tabela 123, Anexo K), no qual obtivemos um valor para o Coeficiente de *Pearson*, p , de 0,000, inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), pelo que rejeitamos a hipótese nula. Desta forma, podemos afirmar que, em pelo menos uma das escalas BIRADS, a DF_1_Final difere significativamente das restantes em tendência central. Assim, foi realizado o teste de *M-W* para comparar a DF_1_Final para as diferentes escalas BIRADS duas-a-duas. Neste teste, a hipótese nula é rejeitada sempre que o valor p é inferior ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). A Tabela 31 resume os resultados obtidos, os quais podem ser consultados no Anexo K (Tabela 124 a 129).

$i \backslash j$	BIRADS 2	BIRADS 3	BIRADS 4	BIRADS 5
BIRADS 2		0,000 (\neq)	0,000 (\neq)	0,000 (\neq)
BIRADS 3			0,009 (\neq)	0,016 (\neq)
BIRADS 4				0,327 ($=$)
BIRADS 5				

Tabela 31 - Coeficientes de *Pearson*, p , obtidos através da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF_1_Final das diferentes escalas BIRADS.

Com o valor de DF_1_Final (Diferença entre a DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão) foi possível distinguir todas as escalas BIRADS, à exceção das escalas BIRADS 4 e 5, ambas com lesões tipicamente irregulares, o que se pode dever tanto à semelhança na forma das lesões como à reduzida dimensão da amostra. A diferença da DF de área antes a após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão tem tendência a aumentar com a escala BIRADS, como se pode verificar através do Gráfico 13, o que nos indica que, com o algoritmo de dilatação/erosão, a forma da lesão sofre uma variação superior no caso das lesões mais irregulares, uma vez que a diferença entre ambos os valores de DF de área é superior neste tipo de lesões consideradas malignas. Assim, podemos afirmar, que a diferença entre a DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão pode também ser utilizada na diferenciação de lesões benignas regulares de lesões malignas irregulares, apresentado resultados mais satisfatórios que a DF de área ou DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão testadas individualmente.

Capítulo 5 - Conclusão e Perspetivas futuras

5.1. Conclusões

Após a realização deste trabalho, podemos concluir que a DF de contorno é uma ferramenta útil tanto na diferenciação lesões das diferentes categorias da escala BIRADS como na diferenciação dos diferentes tipos de lesão mamográfica, principalmente na distinção de microcalcificações, lesões tipicamente benignas regulares e lesões tipicamente malignas irregulares. Relativamente à DF de área, esta já não se mostrou tão eficaz no que diz respeito à diferenciação da escala BIRADS, mas demonstrou a capacidade de distinguir alguns dos tipos de lesão em estudo, principalmente no caso das microcalcificações. A diferença entre a DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão, por nós implementada, demonstrou excelentes resultados na diferenciação das lesões das diferentes escalas BIRADS.

Esta conclusão é suportada nos resultados obtidos, os quais indicam que:

- A DF de contorno aumenta com a escala BIRADS;
- Não existem diferenças significativas na DF de área relativamente à escala BIRADS;
- Ambas as DF (de contorno e de área) apresentam diferenças estatisticamente significativas entre si;
- No caso do tipo de lesão, existem diferenças significativas entre os valores da DF de contorno das lesões regulares e irregulares. As lesões benignas apresentam um valor de DF de contorno mais baixo comparativamente com as lesões malignas, e as microcalcificações apresentam um valor de DF de contorno muito mais baixo dos restantes tipos de lesão;
- Na DF de área, os resultados não foram os esperados pois, apesar de passar a diferenciar alguns tipos de lesão até aí não diferenciadas pela DF de contorno, considera que algumas lesões tipicamente benignas, como nódulos, não apresentam diferenças significativas quando comparados com lesões tipicamente malignas.
- Ao aplicar o algoritmo de dilatação/erosão no caso da DF de contorno os resultados são semelhantes;
- No caso da DF de área passamos a distinguir a escala BIRADS 5 das restantes, mas deixamos de distinguir as escalas BIRADS 2, 3 e 4 entre si.
- O valor da diferença entre a DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão mostrou-se eficaz na diferenciação das diferentes escalas BIRADS, à exceção das escalas BIRADS 4 e 5, ambas com lesões tipicamente irregulares que podem ser confundidas sem outro método de diagnóstico complementar como a ecografia, palpação ou visualização mamária.

Desta forma, e tendo em conta os resultados obtidos, podemos afirmar que as dimensões que demonstraram melhores resultados nesta diferenciação são a DF de contorno, já implementada por outros investigadores como Crisan⁴ e Nguyen⁴¹, e a DF_1_Final, por nós implementada, pois demonstrou melhores resultados do que a DF da área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão aplicadas individualmente. As DF de contorno e de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão por si só não demonstraram grande utilidade quando comparadas com as medidas mencionadas anteriormente.

Neste estudo tivemos algumas limitações, sendo a segmentação das lesões a mais evidente, pois esta acabou por ser realizada manualmente o que pode afetar os resultados, ainda que de forma involuntária, uma vez que um mesmo nódulo pode ser segmentado manualmente por duas pessoas e o resultado não ser exatamente o mesmo. Por este motivo, seria importante desenvolver um programa que conseguisse segmentar corretamente as lesões de forma a obter melhores resultados. A dimensão da amostra também foi uma limitação pois, apesar de termos 181 casos de lesões com classificação BIRADS 2, nas restantes categorias a dimensão era significativamente mais reduzida (BIRADS 3 $n=26$, BIRADS 4 $n=6$ e BIRADS 5 $n=17$), o que também pode ter sido um fator preponderante nos resultados obtidos. Desta forma, seria vantajoso aplicar estes métodos de classificação em amostras de maior dimensão e verificar se os resultados continuam concordantes com aqueles por nós obtidos. A outra grande limitação deste estudo foi a utilização da versão 19 do programa de estatística SPSS que ainda não tem disponíveis os testes de comparações múltiplas não-paramétricos, o que mais uma vez poderá ter influenciado os resultados obtidos. Seria então vantajoso utilizar a versão 20 deste programa na análise destes dados estatísticos e verificar, mais uma vez, se existe concordância com os resultados por nós obtidos.

Com base na seleção das imagens com lesões para posterior análise, posso afirmar que existe uma grande dependência técnica entre a mamografia e a ecografia. Estas duas modalidades de imagem complementam-se grandemente, pois dúvidas que possam persistir numa das técnicas são geralmente esclarecidas com recurso à técnica complementar, ou, por outro lado, lesões que são bem demonstradas numa das técnicas, podem não ser visíveis nas imagens da técnica adjuvante. Esta complementaridade é mais significativa no caso de seios de maior densidade, no qual a mamografia apresenta uma grande limitação na diferenciação do estroma mamário, devido à grande complexidade de tecido fibro-glandular. Desta forma, deve-se fomentar a realização das duas técnicas em simultâneo para uma maior acuidade e precisão no diagnóstico das patologias da mama.

Uma das grandes limitações dos sistemas CAD prende-se com o facto de apenas detetar nódulos ou microcalcificações, ao passo que existem outras alterações mamárias às quais se deve dar alguma relevância no relatório clínico, tais como distorções do estroma, densificações assimétricas, cicatrizes pós-cirúrgicas, inflamações do tecido mamário, espessamento cutâneo, entre outras. Para além disso,

existem muitas características que estão associadas à malignidade nodular e que os sistemas CAD não conseguem detetar, tais como a retração mamilar e o próprio aspeto da mama (visual ou por palpação). Estas limitações vêm enfatizar as teorias que defendem que estes sistemas nunca poderão ser utilizados por si só no diagnóstico de patologias da mama, terá de existir sempre a avaliação médica quer por simples visualização e palpação, quer por outros meios de diagnóstico, sendo o mais recorrente e menos dispendioso o diagnóstico ecográfico.

5.2. Perspetivas Futuras

Como estudos futuros propomos, em primeiro lugar, uma análise mais exaustiva da DF de área (e também da DF de contorno) concomitantemente com a utilização de algoritmos de dilatação/erosão, utilizando diferentes números de iterações, de modo a perceber se a ocorrência de fenómenos de “histerese” poderia auxiliar na classificação das lesões ou na sua distinção por escala BIRADS. Em segundo lugar, propomos a utilização de métodos de classificação mais robustos que, para além dos contornos das lesões, tenham em conta outras características como, por exemplo, a intensidade dos *pixels*. Estes métodos podem passar pela utilização de redes neuronais que integrem as várias características a ter em conta na classificação das lesões em mamografia.

6. Referências Bibliográficas

1. Kemp, Cornelia & Opschondek, Roland. Debaixo da Pele, Uma viagem através do Corpo Humano. Lisboa, Pavilhão do Conhecimento – Ciência Viva, Exposição 6 Junho 2000 a 31 Janeiro 2001.
2. Brem, Rachel F.; Hoffmeister, Jeffrey W.; Zisman, Gilat; DeSimio, Martin P. e Rogers, Steven K. A Computer-Aided Detection System for the Evaluation of Breast Cancer by Mammographic Appearance and Lesion Size. Washington, American Journal of Roentgenology (AJR) 2005 Março; 184: 893-896
3. Peixoto, Hugo & Alves, Victor. Computer-aided Diagnosis in Brain Computer Tomography screening. Springer Berlin, Heidelberg 2009 Julho - 978-3-642-03066-6 [Updated: 2010 Março 10]. Available from: <http://hdl.handle.net/1822/9734>
4. Crisan, Daniela Alexandra; Dobrescu, Radu; Planinsic, Peter [Internet]; Mammographic lesions Discrimination Based on Fractal Dimension as na Indicator, [Updated 2011 July 24; cited 2011 September 4] Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=04381156>
5. Tembey, Mugdha. Computer-Aided Diagnosis for Mammographic Microcalcification Clusters. Souh Florida 2003 November [Updated: 10 Março 2010]. Available from: <http://scholarcommons.usf.edu/etd/1492>
6. Rodrigues, Carolina Isabel. Sistemas CAD em Patologia Mamária. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Setembro 2008
- 7 – World Health Organization [Internet] Cancer February 2012 [updated 21 May 2012; Cited 21 May 2012] Available from: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>
- 8 – Globocan [Internet] Globocan 2008: Most frequent cancers [updated 21 May 2012; Cited 21 May 2012] Available from: <http://globocan.iarc.fr/factsheets/populations/factsheet.asp?uno=900>
- 9 - Carrilho, Maria José; Patrício, Lurdes. A Situação Demográfica Recente em Portugal. Lisboa, Instituto Nacional de Estatística, 2009, Revista de Estudos Demográficos n.º 48, Artigo 5, Página 101.

- 10 - Jesneck, Jonathan *et al.* Breast Mass Lesions: Computer-Aided Diagnosis Models with Mammographic and Sonographic Descriptors. Durham. Radiological Society of North America (RSNA), August 2007, Volume 244, Number 2.
11. Esperança Pina, J. A.; Anatomia Humana dos Órgãos, Lisboa, LIDEL 2004
12. Bontrager, Kenneth L.; Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica 5ª Edição, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2001 576 p.
13. ADAM images [Internet]; ADAM Health Solutions [updated 2011 April 14; cited 2011 April 14]. Available from: <http://www.adamimages.com/illustration>
14. Rodrigues dos Santos, Joana Margarida. Diagnóstico Assistido por Computador em Mamografia. Universidade de Aveiro 2008
15. Makhoul, Issam [Internet] Medcenter Medscape [updated 2011 July 25; cited 2011 July 25] Available from: http://www.medcenter.com/Medscape/content.aspx?LangType=1046&menu_id=49&id=9100
16. National Cancer Institute [Internet] Liga Portuguesa Contra o Cancro [updated 2011 April 16; Cited 2011 April 16] Available from: <http://www.ligacontracancro.pt/gca>
17. MedChildren.org [Internet]; Pediatric Department of the Tehran University Of Medical Sciences (TUMS) [updated 2011 April 14; cited 2011 April 14]. Available from: <http://www.tums-ped.org/article37.html>
18. Merck [Internet] Manual Merck, 2008 [updated: 2011 April 16; Cited: 2011 April 16] Available from: <http://www.manualmerck.net/artigos/imprime.asp?id=264&cn=1691>
19. Giugliani, Elsa. Common Problems During Lactation and Their Management. Rio de Janeiro. Jornal de Pediatria, 2004. 80(5) 147-54 Available from: <http://www.portaldeginecologia.com.br/modules.php?name=News&file=article&sid=255>
20. Medipédia [Internet] Medipédia, Conteúdos de Saúde, 2008 [updated 2011 April 28; cited 2011 April 28] Available from: <http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=701>
21. Dongola, Dra. Nagwa [Internet] Medcenter Medscape [updated 2011 July 23; cited 2011 July 23] Available from: <http://www.medcenter.com/medscape/Content.aspx?id=7432>

22. Ehsanbaksh, A. R.; Sailanian, F. e Khorashadizadeh, N.; Different BIRADS Categories in Screening and Diagnostic Mammography, Ghaffari St, Iran Journal of Radiology, 2009 May 5, 6(3) 119-123
23. Noronha, Dr. Krug [Internet] Clínica Dr. Krug Noronha Radiologia/Imagem [Updated 2011 April 16, Cited 2011 April 16] Available from: <http://www.Krug.pt/exame>
- 24 - Pisco, João Martins. Imagiologia Básica – Texto e Atlas 1ª Edição, Lisboa, LIDEL Setembro de 2003
- 25 – Sprawls, Perry Ph.D. [Internet] Mammography Physics and Technology for effective Clinical Imaging [updated 16 November 2011; Cited 16 November 2011] Available from: <http://pt.scribd.com/doc/7140140/4-Patologia-Mamatexto>.
- 26 - Prando, Adilson e Moreira, Fernando A.; Fundamentos de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, Rio de Janeiro, Elsevier, 2007
- 27 - Singh, Vineeta; Saunders, Christobel; et al. New Diagnostic Techniques for Breast Cancer Detection: Mammography: Existing & New Developments. Perth, Australia. Future Oncology, Future Medicine Ltd, 2008. 4(4): 501-503 Available from: http://www.medscape.com/viewarticle/579916_2?src=emailthis
- 28 – Smith, Andrew P.; Fundamentals of Digital Mammography: Physics, Technology and Practical Considerations, USA, Hologic, Inc., March 2005
- 29 - Freire, Luís; Processamento de Imagem Digital, Mestrado Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde – Imagem Digital com Radiação X, Lisboa, ESTESL 2010
- 30 - Lança, Luís; Radiologia Digital II, Mestrado Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde – Imagem Digital com Radiação X, Lisboa, ESTESL 2010
- 31 - Ainchinger, H. *et al.* Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology, Springer, 2004
- 32 - Tomé, Dr. António [Internet] Departamento da mulher e da criança [updated 16 April 2011; Cited 16 April 2011] Available from: <http://pt.scribd.com/doc/7140140/4-Patologia-Mamatexto>

33 - Boyd, Norman F.; Martin, Lisa J. et al. Breast Tissue Composition and Susceptibility to Breast Cancer. Toronto. Journal of the National Cancer Institute (JNCI) 2010 July 8; 102(16): 1224-1237. Available from: <http://jnci.oxfordjournals.org/content/102/16/1224.long>

34 – Sankar, Deepa; Thomas, Tessamma [Internet]; Analysis of Mammograms Using Fractal Features [Updated 2011 July 24; cited 2011 September 4] Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=05393875>

35 - Giannacopoulou, Georgia et al. Downgrading BIRADS 3 to BIRADS 2 category using a computer-aided microcalcification analysis and risk assessment system for early breast cancer. Atenas, Grécia. Computers in Biology and Medicine, An International Journal, September 2010, 40(2010) 853-859

36 - Azevedo-Marques, Paulo M. Diagnóstico Auxiliado por computador na Radiologia. São Paulo, Radiologia Brasileira, 2001. 34(5); 285-293

37 - Thangavel, K.; Karnan, M. Computer Aided Diagnosis in Digital Mammograms: Detection of Microcalcification by Meta Heuristic Algorithms. Tamil Nadu, India. International Journal on Graphics, Vision and Image Processing, July, 2005, Volume 5, Issue 7

38 - Fujita, Hiroshi et al. Computer-aided diagnosis: The emerging of tree CAD systems induced by Japanese health care needs, Japan. Computer Methods and Programs in Biomedicine, April 2008, 92(2008) 238-248

39 - Medscape Medical News [Internet]. New Mammography Technologies Show Promising Results [updated 2011 April 23; cited 2011 April 23] Available from: <http://www.medscape.com/viewarticle/412216>

40 - Butler, Sherry A.; Gabbay, Richard J. et al. Computer Aided Diagnosis in Diagnostic Mammography. San Francisco, American Journal of Roentgenology (AJR) 2004 September 1; 183(5). Available from: <http://www.medscape.com/viewarticle/491671>

41 – Nguyen, T.M.; Rangayyan, R.M.; Shape Analysis of Breast Masses in Mammograms via the Fractal Dimension, Engineering in Medicine and Biology 27th

Annual Conference, Shanghai, China, September 1-4, 2005. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1617159>

42 - Rangayyan, R.M.; Nguyen, T.M.; Fractal Analysis of Contours of Breast Masses in Mammograms, Journal of Digital Imaging, Volume 20, nº3, September 2007, pp 223-237

43 – Rodrigues, William Costa, Estatística Aplicada 8ª Edição, Brasil, 2010. Available from: <http://pt.scribd.com/doc/58595185/78/Teste-de-Normalidade-dos-Dados>

44 – Carolino, Elisabete; Qualidade e Ferramentas Estatísticas, Mestrado Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde 1ª Edição – Imagem Digital com Radiação X, Lisboa, ESTESL 2010

Anexo A

Algoritmos desenvolvidos para segmentação das imagens de mamografia

Primeiramente foi testada a aplicação de um simples threshold, o que não originou os melhores resultados como se pode verificar na imagem seguinte.

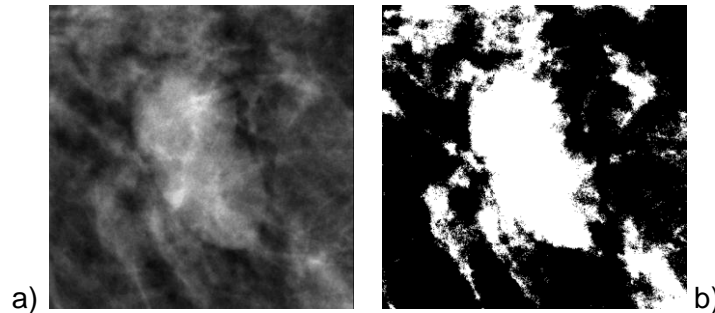


Figura 36 – Exemplo da aplicação de um threshold na segmentação de um nódulo no ROI de uma imagem de mamografia. a) imagem inicial b) imagem após aplicação do programa.

Posteriormente foi testado um programa para extrair os contornos na lesão através da utilização de *kernels* (*Program to Extract Edges Using Kernels* – p2eeuk1.0) (Figura 37). No entanto, este programa revelou-se infrutífero.

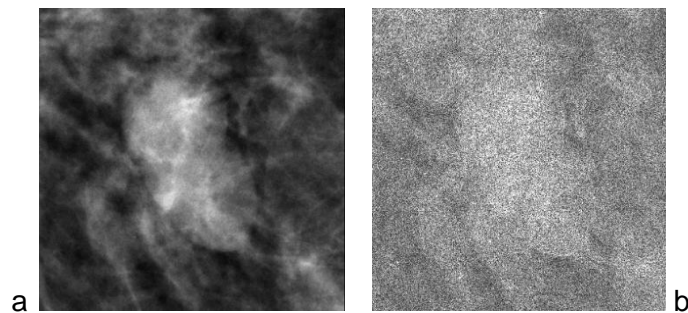


Figura 37 - Exemplo da aplicação do *Program to Extract Edges Using Kernels* na segmentação de um nódulo no ROI de uma imagem de mamografia (a. imagem inicial b. imagem após aplicação do programa).

Seguidamente foi testada a utilização de *threshold* através da criação de um programa que possibilitava a aplicação de um valor limite a partir do qual a imagem é binarizada, através da percentagem do valor máximo da imagem ou através da percentagem do valor médio da imagem (*Program to threshold Images* – p2ti1.0).

Posteriormente, criou-se um novo programa para alterar as dimensões do volume da imagem (*Program to Change Volume Dimensions* – p2cvl1.0) de forma a diminuir o número de *pixels* mantendo o FOV (*Field-of-view*), ou seja, aumentar a

dimensão dos *pixels*, para posteriormente aplicar o programa de *threshold*. Em seguida, foi testada a utilização da Equalização de Histograma (Figura 38) através da criação de um novo programa (*Program to Histogram Equalize Image* – p2hei1.0) e foi ainda criada uma nova versão do p2ti1.0 (p2ti2.0) com um maior número de argumentos, com quatro tipos de *threshold*: valor absoluto, percentagem do valor máximo da imagem, do valor médio da imagem ou do valor médio de determinada zona da lesão, e possibilitando a aplicação de dois valores de *threshold*: *Threshodvalue1* – valor de *threshold* necessário para garantir uma lesão isolada e *Threshodvalue2* – valor de *threshold* para obter a lesão por *region growing* (interação de crescimento) (Figura 39).

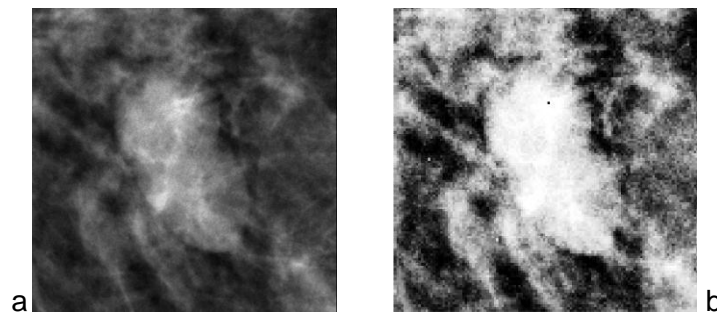


Figura 38 - Exemplo da aplicação do *Program to Histogram Equalize Image* na segmentação de um nódulo no ROI de uma imagem de mamografia (a. imagem inicial b. imagem após aplicação do programa).

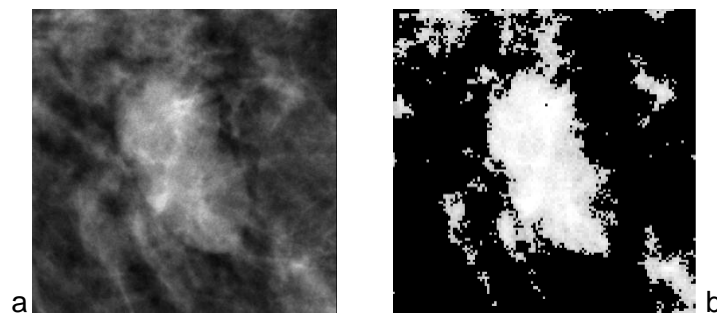


Figura 39 - Exemplo da aplicação do *Program to threshold Images 2.0* na segmentação de um nódulo no ROI de uma imagem de mamografia (a. imagem inicial b. imagem após aplicação do programa).

Por último, foi elaborado um programa para criar um gráfico do raio em função do ângulo tendo como origem o centro da lesão (*Program to Create the TarGraphic* – p2ctr1.0), de forma a aplicar os programas criados anteriormente.

Anexo B

Resultados da correlação entre a Dimensão Fractal de Contorno e a Escala BIRADS

Descriptives

Escala BIRADS			Statistic	Std. Error
Dimensão Fractal do Contorno	BIRADS 2	Mean	1,009531	,0023984
		Std. Deviation	,0322678	
		Minimum	,9037	
		Maximum	1,1140	
	BIRADS 3	Mean	1,035619	,0047355
		Std. Deviation	,0241467	
		Minimum	1,0053	
		Maximum	1,0997	
	BIRADS 4	Mean	1,072067	,0218277
		Std. Deviation	,0534667	
		Minimum	1,0213	
		Maximum	1,1714	
BIRADS 5	Mean	1,060324	,0074912	
	Std. Deviation	,0308869		
	Minimum	1,0066		
	Maximum	1,1191		

Tabela 32 – Estatística descritiva relativa à DF de contorno consoante a escala BIRADS.

Tests of Normality

Escala BIRADS		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dimensão Fractal do Contorno	BIRADS 2	,104	181	,000	,953	181	,000
	BIRADS 3	,151	26	,132	,921	26	,047
	BIRADS 4	,298	6	,105	,833	6	,115
	BIRADS 5	,127	17	,200	,979	17	,945

Tabela 33 - Teste de ajustamento à distribuição normal para a DF de contorno das lesões consoante a escala BIRADS.

Test Statistics^{a,b}

	Dimensão Fractal do Contorno
Chi-Square	52,108
df	3
Asymp. Sig.	,000

a. Kruskal Wallis Test
 b. Grouping Variable:
 Escala BIRADS

Tabela 34 – Resultado da aplicação do teste *K-W* para a correlação entre a DF de contorno e a escala BIRADS.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	1091,500
Wilcoxon W	17562,500
Z	-4,417
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

Tabela 35 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno das escalas BIRADS 2 e 3.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	40,000
Wilcoxon W	391,000
Z	-1,835
Asymp. Sig. (2-tailed)	,067
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,069 ^a

Tabela 36 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno das escalas BIRADS 3 e 4.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	46,500
Wilcoxon W	199,500
Z	-,315
Asymp. Sig. (2-tailed)	,753
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,759 ^a

Tabela 37 - Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno das escalas BIRADS 4 e 5.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	98,000
Wilcoxon W	16569,000
Z	-3,412
Asymp. Sig. (2-tailed)	,001

Tabela 38 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno das escalas BIRADS 2 e 4.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	356,500
Wilcoxon W	16827,500
Z	-5,233
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

Tabela 39 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno das escalas BIRADS 2 e 5.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	114,000
Wilcoxon W	465,000
Z	-2,658
Asymp. Sig. (2-tailed)	,008

Tabela 40 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno das escalas BIRADS 3 e 5.

Anexo C

Resultados da correlação entre a Dimensão Fractal da Área e a Escala BIRADS

Descriptives			Statistic	Std. Error
Escala BIRADS				
Dimensão Fractal da Área	BIRADS 2	Mean	1,799043	,0102260
		Std. Deviation	,1375767	
		Minimum	1,2217	
		Maximum	1,9960	
	BIRADS 3	Mean	1,848427	,0078636
		Std. Deviation	,0400969	
		Minimum	1,7724	
		Maximum	1,9434	
	BIRADS 4	Mean	1,822333	,0155146
		Std. Deviation	,0380029	
		Minimum	1,7817	
		Maximum	1,8726	
BIRADS 5	Mean	1,864435	,0077184	
	Std. Deviation	,0318237		
	Minimum	1,7868		
	Maximum	1,9194		

Tabela 41 – Estatística descritiva relativa à DF de área da lesão consoante a escala BIRADS.

		Tests of Normality					
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
Escala BIRADS		Statistic	df.	Sig.	Statistic	df.	Sig.
Dimensão Fractal da Área	BIRADS 2	,177	181	,000	,766	181	,000
	BIRADS 3	,118	26	,200*	,981	26	,900
	BIRADS 4	,242	6	,200*	,882	6	,280
	BIRADS 5	,179	17	,149	,947	17	,416

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 42 - Teste de ajustamento à distribuição normal da DF de área relativamente à escala BIRADS.

Test Statistics^{a,b}

	Dimensão Fractal da Área
Chi-Square	6,724
df	3
Asymp. Sig.	,081

a. Kruskal Wallis Test
b. Grouping Variable:
Escala BIRADS

Tabela 43 – Resultado da aplicação do teste *K-W* para a correlação entre a DF de área e a escala BIRADS.

Anexo D

Resultados da correlação entre a Dimensão Fractal do Contorno e o Tipo de Lesão

Descriptives			Statistic	Std. Error
Tipo de Lesão				
Dimensão Fractal do Contorno	Nódulo	Mean	1,015228	,0023880
		Std. Deviation	,0275398	
		Minimum	,9428	
		Maximum	1,0913	
Microcalcificação		Mean	,960919	,0107058
		Std. Deviation	,0428233	
		Minimum	,9037	
		Maximum	1,0214	
Encapsulamento esboçando nodularidade		Mean	1,016561	,0035068
		Std. Deviation	,0232616	
		Minimum	,9753	
		Maximum	1,0997	
Calcificação		Mean	1,035569	,0096355
		Std. Deviation	,0347413	
		Minimum	1,0002	
		Maximum	1,1140	
Área de maior densificação		Mean	1,037550	,0156040
		Std. Deviation	,0312080	
		Minimum	1,0174	
		Maximum	1,0841	
Densificação Irregular		Mean	1,070180	,0096425
		Std. Deviation	,0373454	
		Minimum	1,0294	
		Maximum	1,1714	
Área de distorção com calcificações pleomórficas		Mean	1,063040	,0122552
		Std. Deviation	,0274035	
		Minimum	1,0336	
		Maximum	1,1025	

Tabela 44 - Estatística descritiva relativa à DF de contorno consoante o tipo de lesão.

Tests of Normality

Tipo de Lesão		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dimensão	Nódulo	,063	133	,200*	,975	133	,015
Fractal do	Microcalcificação	,187	16	,140	,899	16	,076
Contorno	Encapsulamento esboçando nodularidade	,147	44	,019	,929	44	,009
	Calcificação	,237	13	,044	,820	13	,012
	Área de maior densificação	,409	4		,724	4	,021
	Densificação Irregular	,171	15	,200*	,869	15	,032
	Área de distorção com calcificações pleomórficas	,183	5	,200*	,957	5	,786

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 45 - Teste de ajustamento à distribuição normal para a DF de contorno consoante o tipo de lesão.

Test Statistics^{a, b}

	Dimensão Fractal do Contorno
Chi-Square	60,206
df	6
Asymp. Sig.	,000

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 46 – Resultado da aplicação do teste *K-W* para a correlação entre a DF de contorno consoante o tipo de lesão.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	363,500
Wilcoxon W	499,500
Z	-4,295
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 47 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Nódulo e Microcalcificação.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	2832,500
Wilcoxon W	11743,500
Z	-,317
Asymp. Sig. (2-tailed)	,751

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 48 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Nódulo e Encapsulamento Esboçando Nodularidade.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	560,500
Wilcoxon W	9471,500
Z	-2,089
Asymp. Sig. (2-tailed)	,037

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 49 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Nódulo e Calcificação.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	146,000
Wilcoxon W	9057,000
Z	-1,534
Asymp. Sig. (2-tailed)	,125

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 50 - Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Nódulo e Área de maior densificação.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	174,000
Wilcoxon W	9085,000
Z	-5,232
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 51 - Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Nódulo e Densificação irregular.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	63,000
Wilcoxon W	8974,000
Z	-3,071
Asymp. Sig. (2-tailed)	,002

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 52 - Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Nódulo e Área Distorção/Nódulos com contornos espiculados.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	119,000
Wilcoxon W	255,000
Z	-3,895
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 53 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Microcalcificações e Encapsulamento esboçando nodularidade

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	22,000
Wilcoxon W	158,000
Z	-3,596
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 54 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Microcalcificações e Calcificações.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	2,000
Wilcoxon W	138,000
Z	-2,835
Asymp. Sig. (2-tailed)	,005
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,002 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 55 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Microcalcificações e Área de maior densificação.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	136,000
Z	-4,744
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 56 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Microcalcificações e Densificação irregular.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	136,000
Z	-3,303
Asymp. Sig. (2-tailed)	,001
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 57 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Microcalcificações e Áreas de Distorção/Nódulos com contornos espiculados.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	201,500
Wilcoxon W	1191,500
Z	-1,607
Asymp. Sig. (2-tailed)	,108

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 58 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Encapsulamento esboçando nodularidade e Calcificação.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	44,000
Wilcoxon W	1034,000
Z	-1,641
Asymp. Sig. (2-tailed)	,101
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,106 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 59 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Encapsulamento esboçando nodularidade e Área de maior densificação.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	47,500
Wilcoxon W	1037,500
Z	-4,918
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 60 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Encapsulamento esboçando nodularidade e Densificação irregular.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	16,000
Wilcoxon W	1006,000
Z	-3,105
Asymp. Sig. (2-tailed)	,002
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,001 ^a

a. Not corrected for ties.
b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 61 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Encapsulamento esboçando nodularidade e Área de distorção/Nódulos com contornos espiculados.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	21,000
Wilcoxon W	112,000
Z	-,566
Asymp. Sig. (2-tailed)	,571
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,624 ^a

a. Not corrected for ties.
b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 62 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Calcificação e Área de maior densificação.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	40,000
Wilcoxon W	131,000
Z	-2,649
Asymp. Sig. (2-tailed)	,008
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,007 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 63 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Calcificação e Densificação irregular.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	15,000
Wilcoxon W	106,000
Z	-1,725
Asymp. Sig. (2-tailed)	,085
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,095 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 64 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Calcificação e Área de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	12,000
Wilcoxon W	22,000
Z	-1,801
Asymp. Sig. (2-tailed)	,072
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,080 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 65 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Área de maior densificação e Densificação irregular.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	4,000
Wilcoxon W	14,000
Z	-1,470
Asymp. Sig. (2-tailed)	,142
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,190 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 66- Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Área de maior densificação e Área de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do Contorno
Mann-Whitney U	37,000
Wilcoxon W	52,000
Z	-,044
Asymp. Sig. (2-tailed)	,965
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	1,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 67 - Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno dos tipos de lesão: Densificação irregular e Área de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Anexo E

Resultados da correlação entre a Dimensão Fractal da Área e o Tipo de Lesão

Descriptives			Statistic	Std. Error
Tipo de Lesão				
Dimensão Fractal da Área	Nódulo	Mean	1,826172	,0053086
		Std. Deviation	,0612216	
		Minimum	1,6736	
		Maximum	1,9960	
	Microcalcificação	Mean	1,423900	,0300003
		Std. Deviation	,1200013	
		Minimum	1,2217	
		Maximum	1,5865	
	Encapsulamento esboçando nodularidade	Mean	1,879582	,0062461
		Std. Deviation	,0414321	
		Minimum	1,7772	
		Maximum	1,9683	
Calcificação	Mean	1,792846	,0194983	
	Std. Deviation	,0703020		
	Minimum	1,6597		
	Maximum	1,8763		
Área de maior densificação	Mean	1,873425	,0337412	
	Std. Deviation	,0674823		
	Minimum	1,7724		
	Maximum	1,9127		
Densificação Irregular	Mean	1,853253	,0108469	
	Std. Deviation	,0420097		
	Minimum	1,7868		
	Maximum	1,9194		
Área de distorção com calcificações pleomórficas	Mean	1,870160	,0056891	
	Std. Deviation	,0127212		
	Minimum	1,8506		
	Maximum	1,8797		
				2,000

Tabela 68 – Estatística descritiva relativa à DF de área da lesão consoante o tipo de lesão.

Tests of Normality

Tipo de Lesão		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dimensão Fractal da Área	Nódulo	,046	133	,200*	,990	133	,488
	Microcalcificação	,120	16	,200*	,940	16	,353
	Encapsulamento esboçando nodularidade	,109	44	,200*	,970	44	,306
	Calcificação	,178	13	,200*	,928	13	,324
	Área de maior densificação	,417	4		,689	4	,009
	Densificação Irregular	,204	15	,094	,928	15	,250
	Área de distorção com calcificações pleomórficas	,313	5	,124	,821	5	,120

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 69 - Teste de ajustamento à distribuição normal para a DF de área consoante o tipo de lesão.

Test Statistics^{a,b}

	Dimensão Fractal da Área
Chi-Square	76,588
df	6
Asymp. Sig.	,000

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable:
Tipo de Lesão

Tabela 70 – Resultado da aplicação do teste *K-W* para a correlação entre a DF de da área consoante o tipo de lesão.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	136,000
Z	-6,524
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 71 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Nódulo e Microcalcificação.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	1364,000
Wilcoxon W	10275,000
Z	-5,302
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 72 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Nódulo e Encapsulamento esboçando nodularidade.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	649,500
Wilcoxon W	740,500
Z	-1,477
Asymp. Sig. (2-tailed)	,140

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 73 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Nódulo e Calcificação.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	149,500
Wilcoxon W	9060,500
Z	-1,489
Asymp. Sig. (2-tailed)	,136

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 74 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Nódulo e Área de maior densificação.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	749,000
Wilcoxon W	9660,000
Z	-1,579
Asymp. Sig. (2-tailed)	,114

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 75 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Nódulo e Densificação Irregular.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	166,000
Wilcoxon W	9077,000
Z	-1,897
Asymp. Sig. (2-tailed)	,058

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 76 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Nódulo e Área de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	136,000
Z	-5,884
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 77 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Microcalcificação e Encapsulamento esboçando nodularidade.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	136,000
Z	-4,561
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 78 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Microcalcificação e Calcificação.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	136,000
Z	-3,024
Asymp. Sig. (2-tailed)	,002
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 79 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Microcalcificação e Área de maior densificação.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	136,000
Z	-4,744
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 80 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Microcalcificação e Densificação irregular.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	136,000
Z	-3,303
Asymp. Sig. (2-tailed)	,001
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 81 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Microcalcificação e Área de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	83,000
Wilcoxon W	174,000
Z	-3,861
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 82 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Encapsulamento esboçando nodularidade e Calcificação.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	81,000
Wilcoxon W	1071,000
Z	-,261
Asymp. Sig. (2-tailed)	,794
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,815 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 83 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Encapsulamento esboçando nodularidade e Área de maior densificação.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	229,000
Wilcoxon W	349,000
Z	-1,758
Asymp. Sig. (2-tailed)	,079

a. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 84 - Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Encapsulamento esboçando nodularidade e Densificação irregular.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	94,000
Wilcoxon W	109,000
Z	-,528
Asymp. Sig. (2-tailed)	,597
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,619 ^a

a. Not corrected for ties.
b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 85 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Encapsulamento esboçando nodularidade e Área de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	7,000
Wilcoxon W	98,000
Z	-2,151
Asymp. Sig. (2-tailed)	,031
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,032 ^a

a. Not corrected for ties.
b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 86 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Calcificação e Área de maior densificação.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	40,000
Wilcoxon W	131,000
Z	-2,649
Asymp. Sig. (2-tailed)	,008
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,007 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 87 - Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Calcificação e Densificação irregular.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	7,000
Wilcoxon W	98,000
Z	-2,514
Asymp. Sig. (2-tailed)	,012
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,010 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 88 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Calcificação e Área de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	18,000
Wilcoxon W	138,000
Z	-1,201
Asymp. Sig. (2-tailed)	,230
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,262 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 89 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Área de maior densificação e Densificação irregular.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	5,000
Wilcoxon W	20,000
Z	-1,225
Asymp. Sig. (2-tailed)	,221
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,286 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 90 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Área de maior densificação e Área de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área
Mann-Whitney U	31,000
Wilcoxon W	151,000
Z	-,568
Asymp. Sig. (2-tailed)	,570
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,612 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: Tipo de Lesão

Tabela 91 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área dos tipos de lesão: Densificação irregular e Áreas de distorção/Nódulo com contornos espiculados.

Anexo F

Resultados da comparação entre a Dimensão Fractal do contorno e a Dimensão Fractal da área

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Dimensão Fractal do Contorno	230	,9037	1,1714	1,017866	,0362301
Dimensão Fractal da Área	230	1,2217	1,9960	1,810066	,1250668
Valid N (listwise)	230				

Tabela 92 – Estatística descritiva da DF de contorno e DF de área das lesões em mamografia.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dimensão Fractal do Contorno	,088	230	,000	,959	230	,000
Dimensão Fractal da Área	,183	230	,000	,735	230	,000

Tabela 93 – Teste da Normalidade para a DF de contorno e DF de área das lesões.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal da Área - Dimensão Fractal do Contorno
Z	-13,148 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Based on negative ranks.

b. Wilcoxon Signed Ranks Test

Tabela 94 – Teste de *Wilcoxon* para comparação entre a DF de contorno e a DF de área.

Anexo G

Resultados da comparação entre a Dimensão Fractal do Contorno antes e após a aplicação de dilatação/erosão

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Dimensão Fractal do Contorno	230	,9037	1,1714	1,017866	,0362301
Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão	230	,9037	1,0887	1,006649	,0271409
Valid N (listwise)	230				

Tabela 95 – Estatística Descritiva da DF de contorno antes e após aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dimensão Fractal do Contorno	,088	230	,000	,959	230	,000
Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão	,093	230	,000	,941	230	,000

a. Lilliefors Significance Correction

Tabela 96 – Teste de Normalidade para DF de contorno antes e após a aplicação da dilatação/erosão.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão - Dimensão Fractal do Contorno
Z	-10,598 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Based on positive ranks.

b. Wilcoxon Signed Ranks Test

Tabela 97 – Teste de *Wilcoxon* para comparação entre a DF de contorno antes e após a aplicação da dilatação/erosão.

		Ranks		
		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão -	Negative Ranks	183 ^a	103,28	18901,00
	Positive Ranks	18 ^b	77,78	1400,00
Dimensão Fractal do Contorno	Ties	29 ^c		
	Total	230		

a. Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão < Dimensão Fractal do Contorno

b. Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão > Dimensão Fractal do Contorno

c. Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão = Dimensão Fractal do Contorno

Tabela 98 – Tabela de comparação da DF de contorno antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

Anexo H

Resultados da comparação entre a Dimensão Fractal de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Dimensão Fractal da Área	230	1,2217	1,9960	1,810066	,1250668
Dimensão fractal da área após dilatação/erosão	230	1,2217	1,9964	1,816157	,1265682
Valid N (listwise)	230				

Tabela 99 – Estatística Descritiva da DF de área antes e após aplicação do algoritmo de dilatação /erosão.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dimensão Fractal da Área	,183	230	,000	,735	230	,000
Dimensão fractal da área após dilatação/erosão	,198	230	,000	,733	230	,000

a. Lilliefors Significance Correction

Tabela 100 - Teste de Normalidade para a DF de área antes e após a aplicação da dilatação/erosão.

Test Statistics^b

	Dimensão fractal da área após dilatação/erosão - Dimensão Fractal da Área
Z	-11,985 ^a
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

Tabela 101 – Teste de Wilcoxon para comparação entre a DF de área antes e após a aplicação da dilatação/erosão.

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Dimensão fractal da área	Negative Ranks	0 ^a	,00	,00
após dilatação/erosão -	Positive Ranks	191 ^b	96,00	18336,00
Dimensão Fractal da Área	Ties	39 ^c		
	Total	230		

a. Dimensão fractal da área após dilatação/erosão < Dimensão Fractal da Área

b. Dimensão fractal da área após dilatação/erosão > Dimensão Fractal da Área

c. Dimensão fractal da área após dilatação/erosão = Dimensão Fractal da Área

Tabela 102 - Tabela de comparação da DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão.

Anexo I

Resultados da correlação entre a Dimensão Fractal de contorno após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão e a escala BIRADS

Descriptives				
Escala BIRADS			Statistic	Std. Error
Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão	BIRADS 2	Mean	1,002614	,0020844
		Std. Deviation	,0280430	
		Minimum	,9037	
		Maximum	1,0887	
	BIRADS 3	Mean	1,016388	,0029088
		Std. Deviation	,0148319	
		Minimum	,9952	
		Maximum	1,0483	
	BIRADS 4	Mean	1,034300	,0065366
		Std. Deviation	,0160114	
		Minimum	1,0137	
		Maximum	1,0547	
BIRADS 5	Mean	1,024953	,0041373	
	Std. Deviation	,0170584		
	Minimum	,9961		
	Maximum	1,0792		

Tabela 103 – Estatística descritiva da dimensão fractal do contorno após a aplicação de dilatação/erosão consoante a escala BIRADS.

Tests of Normality							
	Escala BIRADS	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão	BIRADS 2	,098	181	,000	,938	181	,000
	BIRADS 3	,117	26	,200*	,951	26	,239
	BIRADS 4	,176	6	,200*	,947	6	,717
	BIRADS 5	,233	17	,015	,810	17	,003

a. Lilliefors Significance Correction
 *. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 104 - Teste de Normalidade para a dimensão fractal do contorno após a aplicação da dilatação/erosão consoante a escala BIRADS.

Test Statistics^{a,b}

	Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão
Chi-Square	31,042
df	3
Asymp. Sig.	,000

a. Kruskal Wallis Test
 b. Grouping Variable:
 Escala BIRADS

Tabela 105 – Resultado da aplicação do teste *K-W* para a correlação da DF de contorno após a aplicação de dilatação/erosão consoante e a escala BIRADS.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	1490,500
Wilcoxon W	17961,500
Z	-3,020
Asymp. Sig. (2-tailed)	,003

Tabela 106 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 2 e 3.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	30,000
Wilcoxon W	381,000
Z	-2,317
Asymp. Sig. (2-tailed)	,020
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,019 ^a

Tabela 107 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 3 e 4.

Test Statistics^b

	Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	31,500
Wilcoxon W	184,500
Z	-1,366
Asymp. Sig. (2-tailed)	,172
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,177 ^a

Tabela 108 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 4 e 5.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	138,000
Wilcoxon W	16609,000
Z	-3,105
Asymp. Sig. (2-tailed)	,002

Tabela 109 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 2 e 4.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	639,500
Wilcoxon W	17110,500
Z	-3,980
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

Tabela 110 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 2 e 5.

Test Statistics^a

	Dimensão Fractal do contorno após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	152,000
Wilcoxon W	503,000
Z	-1,714
Asymp. Sig. (2-tailed)	,087

Tabela 111 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de contorno após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 3 e 5.

Anexo J

Resultados da correlação entre a Dimensão Fractal de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão e a escala BIRADS

Descriptives

Escala BIRADS			Statistic	Std. Error
Dimensão fractal da área após dilatação/erosão	BIRADS 2	Mean	1,802934	,0103138
		Std. Deviation	,1387584	
		Minimum	1,2217	
		Maximum	1,9964	
BIRADS 3	Mean	1,858442	,0067466	
	Std. Deviation	,0344010		
	Minimum	1,8080		
	Maximum	1,9434		
BIRADS 4	Mean	1,847883	,0117538	
	Std. Deviation	,0287907		
	Minimum	1,8175		
	Maximum	1,8840		
BIRADS 5	Mean	1,881082	,0069662	
	Std. Deviation	,0287224		
	Minimum	1,8122		
	Maximum	1,9294		

Tabela 112 – Estatística descritiva da DF de área após a aplicação de dilatação/erosão consoante a escala BIRADS.

Tests of Normality

Escala BIRADS	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	
Dimensão fractal da área após dilatação/erosão	BIRADS 2	,181	181	,000	,769	181	,000
	BIRADS 3	,127	26	,200*	,959	26	,375
	BIRADS 4	,197	6	,200*	,886	6	,295
	BIRADS 5	,134	17	,200*	,958	17	,597

a. Lilliefors Significance Correction
 *. This is a lower bound of the true significance.

Tabela 113 – Teste de Normalidade para a DF de área após a aplicação da dilatação/erosão consoante a escala BIRADS.

Test Statistics^{a,b}

	Dimensão fractal da área após dilatação/erosão
Chi-Square	12,323
df	3
Asymp. Sig.	,006

Tabela 114 – Resultado da aplicação do teste *K-W* para a correlação entre a DF de área após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão consoante a escala BIRADS.

Test Statistics^a

	Dimensão fractal da área após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	1835,000
Wilcoxon W	18306,000
Z	-1,814
Asymp. Sig. (2-tailed)	,070

Tabela 115 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 2 e 3.

Test Statistics^b

	Dimensão fractal da área após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	66,000
Wilcoxon W	87,000
Z	-,579
Asymp. Sig. (2-tailed)	,562
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,588 ^a

Tabela 116 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 3 e 4.

Test Statistics^b

	Dimensão fractal da área após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	22,000
Wilcoxon W	43,000
Z	-2,031
Asymp. Sig. (2-tailed)	,042
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,044 ^a

Tabela 117 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 4 e 5.

Test Statistics^a

	Dimensão fractal da área após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	474,000
Wilcoxon W	16945,000
Z	-,529
Asymp. Sig. (2-tailed)	,597

Tabela 118 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 2 e 4.

Test Statistics^a

	Dimensão fractal da área após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	855,000
Wilcoxon W	17326,000
Z	-3,026
Asymp. Sig. (2-tailed)	,002

Tabela 119 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 2 e 5.

Test Statistics^a

	Dimensão fractal da área após dilatação/erosão
Mann-Whitney U	128,000
Wilcoxon W	479,000
Z	-2,310
Asymp. Sig. (2-tailed)	,021

Tabela 120 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF de área após aplicação de dilatação/erosão das escalas BIRADS 3 e 5.

Anexo K

Resultados da análise da diferença entre os valores da DF de área antes e após a aplicação do algoritmo de dilatação/erosão

Descriptives			Statistic	Std. Error
Escala BIRADS				
Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença	BIRADS 2	Mean	,002137	,0004460
		Std. Deviation	,0060006	
		Minimum	,0000	
		Maximum	,0563	
	BIRADS 3	Mean	,005494	,0010206
		Std. Deviation	,0052038	
		Minimum	,0000	
		Maximum	,0226	
	BIRADS 4	Mean	,014137	,0038095
		Std. Deviation	,0093313	
		Minimum	,0037	
		Maximum	,0294	
BIRADS 5	Mean	,008966	,0011092	
	Std. Deviation	,0045734		
	Minimum	,0025		
	Maximum	,0145		

Tabela 121 - Estatística descritiva da DF_1_Final consoante a escala BIRADS.

Tests of Normality							
Escala BIRADS	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	
Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença	BIRADS 2	,361	181	,000	,296	181	,000
	BIRADS 3	,171	26	,048	,824	26	,000
	BIRADS 4	,295	6	,111	,911	6	,446
	BIRADS 5	,207	17	,052	,870	17	,022

Tabela 122 - Teste de ajustamento à distribuição normal para DF_1_Final das lesões consoante a escala BIRADS.

Test Statistics^{a,b}

	Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença
Chi-Square	66,615
df	3
Asymp. Sig.	,000

Tabela 123 - Resultado da aplicação do teste *K-W* para a correlação entre a DF_1_Final consoante a escala BIRADS.

Test Statistics^a

	Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença
Mann-Whitney U	959,000
Wilcoxon W	17430,000
Z	-4,897
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

Tabela 124 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF_1_Final para a escalas BIRADS 2 e 3.

Test Statistics^a

	Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença
Mann-Whitney U	41,000
Wilcoxon W	16512,000
Z	-3,865
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

Tabela 125 - Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF_1_Final para a escalas BIRADS 2 e 4.

Test Statistics^a

	Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença
Mann-Whitney U	184,000
Wilcoxon W	16655,000
Z	-6,018
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

Tabela 126 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF_1_Final para a escalas BIRADS 2 e 5.

Test Statistics^b

	Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença
Mann-Whitney U	24,000
Wilcoxon W	375,000
Z	-2,607
Asymp. Sig. (2-tailed)	,009
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,007 ^a

Tabela 127 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF_1_Final das escalas BIRADS 3 e 4.

Test Statistics^a

	Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença
Mann-Whitney U	124,000
Wilcoxon W	475,000
Z	-2,410
Asymp. Sig. (2-tailed)	,016

Tabela 128 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF_1_Final das escalas BIRADS 3 e 5.

Test Statistics^b

	Dimensão fractal após aplicação da fórmula da diferença
Mann-Whitney U	37,000
Wilcoxon W	190,000
Z	-,980
Asymp. Sig. (2-tailed)	,327
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,354 ^a

Tabela 129 – Resultado da aplicação do teste *M-W* para comparação da DF_1_Final das escalas BIRADS 4 e 5.