



Universidade de Coimbra
Faculdade Ciências e Tecnologia
Departamento de Física

Segmentação 3D do Fígado em exames de TEP e TAC

Diana Sofia Xavier Mendes

Coimbra

2013

Esta cópia de tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.

Universidade de Coimbra
Faculdade Ciências e Tecnologia
Departamento de Física

Segmentação 3D do Fígado em exames de TEP e TAC

Dissertação apresentada à Universidade de Coimbra para completar os requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, realizada sob orientação científica do Doutor José Silvestre Silva, Doutor Nuno Chichorro Ferreira e Doutor Francisco Caramelo

Diana Sofia Xavier Mendes
diana.sxm@gmail.com

Coimbra
2013

Aos meus pais, à minha irmã e ao Samuel

Agradecimentos

Ao longo destes cinco anos várias pessoas contribuíram para o meu crescimento pessoal e profissional, desde família, amigos, colegas da faculdade até aos professores que encontrei durante o meu percurso académico. Um primeiro agradecimento a eles.

Agradeço à instituição ICNAS por dispor todas as condições necessárias para a realização deste trabalho.

Quero agradecer aos meus orientadores, professor José Silvestre Silva, professor Nuno Ferreira Chichorro e professor Francisco Caramelo, pelo apoio, ensinamentos e rigor científico.

Não posso esquecer os técnicos, Ricardo Faustino, João Marques, Cátia Neto, Joana Rio e Carla Vieira que disponibilizaram parte do seu tempo para delinear secções do fígado.

Quero agradecer ao Fábio Nery pelos conselhos e ensinamentos. E um especial agradecimento ao professor João Pereira pela sua disponibilidade.

Por fim, quero agradecer aos meus pais, aos meus avós, à minha irmã, ao Samuel e aos meus amigos pelo apoio constante durante esta fase.

Resumo

A delimitação de objetos é uma área muito relevante em visão computacional e na área da medicina. A segmentação de órgãos e estruturas é importante para estudar as suas mudanças morfológicas e as patológicas. Os especialistas desempenham essa tarefa de forma manual, sendo muito demorada e podendo variar com o médico ou especialista que esteja responsável por esse trabalho, pelo que é importante desenvolver rotinas automáticas ou semi automáticas para melhorar a forma de obtenção de contornos e volumes de objetos.

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de ferramentas automáticas para a segmentação do fígado usando os dados obtidos através das aquisições das modalidades imagiológicas Tomografia Axial Computarizada (TAC) e Tomografia por Emissão de Positrões (TEP).

Neste trabalho é apresentada a segmentação do fígado em diferentes modalidades. O mesmo algoritmo, superfícies ativas, é aplicado às duas modalidades. Uma segmentação usando apenas a informação de TAC, outra usando apenas a de TEP e por último, segmentação usando a informação das duas modalidades TAC e TEP.

Para a validação dos algoritmos implementados foi desenvolvida uma interface possibilitando a pessoas especializadas (especialistas de radiologia e medicina nuclear) delimitarem os contornos sobre as imagens de cada exame. Estes contornos são considerados como a referência mais próxima da realidade. Os contornos resultantes do algoritmo de segmentação são comparados com a referência e através de métricas de similaridade são quantificados os resultados da comparação.

Os resultados obtidos através da segmentação em TAC podem ser considerados bons. A diferença entre as comparações algoritmo-especialista, intra-especialistas e inter - especialistas não são significativas. Nas segmentações usando a modalidade de TEP os resultados não foram tão bons quanto os anteriores, mas ainda assim apresentam boas semelhanças com os contornos dos especialistas.

Palavras-chave: Processamento de imagem; segmentação do fígado; tomografia axial computadorizada; tomografia por emissão de positrões.

Abstract

Object recognition is a relevant area in computer vision and in medicine. The segmentation of organs and structures in the patient's body is important to study their morphological and pathological changes. Experts perform manual segmentation, which is time consuming, error-prone and observer-dependent, where experience influences the quality of the final results. Therefore, it is important to develop automatic or semi automatic routines to improve the way of obtaining contours and volumes of objects.

This work aims to develop tools for automatic liver segmentation using data acquired with two medical imaging modalities: Computed Tomography (CT) and Positron Emission Tomography (PET). Liver segmentation methods were developed for each modality separately and also for the combination of PET and CT data.

To validate the implemented algorithms, an interface was developed allowing the experts (radiology and nuclear medicine technicians) to delineate image contours of each exam. These contours were considered the closest reference to reality and the results of the segmentation algorithms were compared with this reference, using several similarity metrics.

The results obtained in CT segmentation can generally be considered good: the differences between the algorithm and the experts were similar to the inter-expert variability. The segmentation results with PET and PET/CT data are very similar, they were not as good as in CT segmentation, but they still show a good similarity with the contours delineated by the experts.

The outcomes obtained in CT segmentation can be considered good. The difference algorithm-expert, intra and inter expert comparisons are not significant. The results regarding PET method segmentations were not as good as the previous, but still have good similarities with the contours of the experts.

Keywords: image processing; liver segmentation; computed tomography; positron emission tomography .

Conteúdo

Conteúdo	i
Lista de Figuras	v
Lista de Tabelas	xi
Lista de Acrónimos e Abreviações	xiii
1 Introdução	1
1.1 Motivação e Objetivos	1
1.2 Estrutura da Tese	2
2 Imagiologia	5
2.1 Tomografia Axial Computorizada	5
2.1.1 Princípios Físicos	5
2.1.2 Interação com a Matéria	7
2.1.3 Detetores	10
2.1.4 Reconstrução da Imagem	10
2.1.5 Sistemas de Aquisição	11
2.2 Tomografia Por Emissão de Positrões	13
2.2.1 Detecção de eventos	14
2.2.2 Detetores	15
2.2.3 Aquisição de Dados	18
2.2.4 Radionuclídeos	19
2.3 Imagiologia Híbrida TEP/TAC	21

3	Anatomia e Imagiologia TEP/TAC do Fígado	23
3.1	Imagiologia TEP/TAC do Fígado	26
3.1.1	Cortes imagiológicos	26
3.1.2	Tomografia Axial Computarizada	27
3.1.3	Tomografia por Emissão de Positrões	31
4	Segmentação de Imagem	33
4.1	Técnicas de Segmentação	33
4.1.1	Limiares (Thresholding)	33
4.1.2	Detecção de Arestas	35
4.1.3	Segmentação Baseada em Regiões	38
4.1.4	Bacia Hidrográfica(Watershed)	40
4.1.5	Contornos Ativos (Active Contour)	41
4.1.6	Função de Nível (Level-set)	42
4.1.7	Modelo de Forma Ativa (Active Shape Model)	43
4.1.8	Modelo de Aparência Ativa (Active Appearance Model)	44
4.1.9	Segmentação Baseada em Atlas (Probabilistic Atlas)	45
4.2	Estado de Arte	46
4.2.1	Tomografia Axial Computarizada	46
4.2.2	Tomografia por Emissão de Positrões	49
4.2.3	Tomografia por Emissão de Positrões/Tomografia Axial Computarizada	50
4.3	Conclusão	51
5	Metodologia	53
5.1	Superfícies Ativas	53
5.1.1	Segmentação do Fígado em TAC	57
5.1.2	Segmentação do Fígado em TEP	63
5.1.3	Segmentação do Fígado em TEP/TAC	66
5.2	Algoritmo de Validação	68
5.2.1	Figuras de Mérito	70
5.2.2	Avaliação Estatística	73

6	Resultados e Discussão	75
6.1	Segmentação em TAC	76
6.2	Segmentação em TEP	80
6.3	Segmentação em TEP/TAC	84
7	Conclusão	89
7.1	Trabalho Futuro	90
	Bibliografia	93
	Apêndices	103
A		103
B		106
C		108
C.1	Segmentação em TAC	108
C.2	Segmentação em TEP	111
C.3	Segmentação TEP/TAC	114

Lista de Figuras

2.1	Ampola de raio-x (adaptado de [5]).	6
2.2	Interações existentes com a superfície do ânodo. a) o eletrão ao aproximar-se do núcleo sofre travagem devido à atração núcleo-eletrão. b) o eletrão interage com um eletrão da camada mais externa, este ao ser ejetado deixa uma lacuna na nuvem eletrónica que ao ser preenchida emite raio-x. c) o eletrão colide diretamente com o núcleo emitindo radiação Bremsstrahlung (adaptado de [4]).	6
2.3	Representação do Efeito Fotoelétrico [6].	8
2.4	Representação do efeito de Compton (adaptado de [7]).	8
2.5	Representação da efeito de Rayleigh [8].	9
2.6	Representação de várias estruturas com a mesma espessura mas com diferentes índices de atenuação [4].	10
2.7	Representação das projeções para diferentes ângulos [9].	11
2.8	Sistema de aquisição com multi-detetores e com varredura helicoidal [11].	12
2.9	Sistema dual. Usam-se duas fontes associadas ao seu detetor [9].	13
2.10	Ilustração dos três tipos de eventos. a)coincidência verdadeira, b)coincidência aleatória, c) coincidência por dispersão, à esquerda quando apenas um fóton sofre dispersão e à direita quando ambos sofrem dispersão [15].	15
2.11	Detetor [10].	16
2.12	Na figura estão ilustradas duas linhas de resposta. A linha mais à esquerda não sofre atenuação, no entanto a linha mais à direita corresponde à resposta real e a linha a tracejado, a linha de resposta ideal [14].	17
2.13	Modos de Aquisição 2D e 3D em TEP [14].	18
2.14	Imagem de TEP usando o marcador ^{18}F -FDG.	20

2.15	Apresentação das duas modalidades de imagem e o sistema híbrido para um corte. <i>a)</i> imagem TAC, <i>b)</i> imagem TEP, <i>c)</i> imagem TEP/TAC. Em <i>a</i> a secção parece não possuir anormalidades. Já em <i>b</i> observa-se uma lesão e através da imagem <i>c</i> a lesão pode ser localizada anatomicamente com maior grau de certeza [10].	21
3.1	Anatomia humana geral (adaptado de [22]).	24
3.2	Anatomia do Fígado (adaptado de [23]).	24
3.3	Exemplo de cortes coronais, sagitais e axiais contendo o fígado em TAC.	26
3.4	Exemplo de cortes coronais, sagitais e axiais contendo o fígado em TEP.	27
3.5	Exemplo de cortes coronais, sagitais e axiais contendo o fígado em TEP/TAC.	27
3.6	Diferença entre imagens do abdómen com dose padrão e baixa dose. A seta aponta para a gordura perirenal e o asterisco localiza uma dilatação do sistema pielocalicial. <i>A</i> - baixa dose, 120kV, 30mAs, passo de 1,25 e colimação de 5mm. <i>B</i> - dose padrão, 120kV, 180mAs, passo de 1 e colimação de 5mm.	28
3.7	Efeito do agente de contraste. A imagem <i>A</i> é uma imagem de baixa dose; em <i>B</i> imagem com o agente de contraste [34, 35].	29
3.8	Comparação do fígado com os órgãos adjacentes através de imagens de TAC de baixa dose.	30
3.9	Comparação de uma secção de 5mm com as 5 secções de um 1mm correspondentes num exame de TAC de baixa dose.	30
3.10	Comparação do fígado com os órgãos adjacentes através de imagens de TEP.	31
4.1	Limiar estático.	34
4.2	Limiar adaptativo. <i>a)</i> imagem original; <i>b)</i> resultado obtido depois da aplicação de um limiar estático; <i>c)</i> resultado da aplicação do limiar adaptativo por regiões; <i>d)</i> resultado obtido pela aplicação do método a nível do pixel [38].	35
4.3	Apresentação da imagem original e dos resultados obtidos através da aplicação dos diferentes operadores.	37
4.4	Representação dos vizinhos a 2D. <i>a)</i> pixel com 4 vizinhos; <i>b)</i> pixel com 8 vizinhos [42].	38

4.5	Representação dos vizinhos a 3D.a) voxel com 6 vizinhos b) voxel com 18 vizinhos; c) voxel com 26 vizinhos [43].	38
4.6	Crescimento por Regiões. <i>A</i> - imagem original com boas diferenças de intensidade; <i>B</i> - Os pontos brancos representam as sementes; <i>C</i> - resultado após algumas iterações; <i>D</i> - a mesma imagem que em <i>A</i> mas com menores diferenças de intensidade; <i>E</i> - Marcação das sementes; <i>F</i> - resultado após algumas iterações [44].	39
4.7	Método Bacias Hidrográficas: <i>a</i>) - imagem original; <i>b</i>) - gradiente da imagem <i>a</i>); <i>c</i>) - resultado da aplicação do método sem usar marcadores; <i>d</i>) - imagem original com marcadores (divisão entre os dois pulmões e as barras pretas na imagem) <i>e</i>) - gradiente da imagem <i>d</i>); <i>f</i>) - resultado da aplicação do método com marcadores [8].	40
4.8	Exemplo da evolução de um contorno [39].	42
5.1	Vetor normal a dois vetores que fazem parte de um triângulo [79].	55
5.2	Esquema que representa os principais passos da segmentação.	57
5.3	Resultado da aplicação do filtro de wiener.(<i>a</i>) secção original; (<i>b</i>) secção com aplicação do filtro de wiener com uma janela 3×3	58
5.4	Segmentação do pulmão direito. A região rodeada pelo círculo amarelo é aquela que corresponde à última secção de fígado.	59
5.5	Histograma do volume resultante da redução do volume inicial. No canto superior esquerdo intervalo de valores Unidades Hounsfield (UH) que possam pertencer ao fígado.	60
5.6	Separação do coração (A) do estômago (B) em relação ao fígado através da aplicação do limiar mais apertado. Dentro do contorno amarelo encontram-se os órgãos em questão.	61

5.7	Remoção do músculo. <i>A</i> - imagem original, o segmento <i>r</i> representa a largura de músculo, <i>B</i> - segmentação do corpo do doente (excluindo ar) e de parte da mesa do paciente, <i>C</i> - imagem com adição da largura <i>r</i> a cada lado (direito e esquerdo), <i>D</i> - imagem resultante do redimensionamento da imagem <i>C</i> para o tamanho original, <i>E</i> - área de músculo que vai ser removido (diferença entre a imagem <i>B</i> e <i>D</i>), <i>F</i> - Imagem com músculo removido.	62
5.8	Resultados obtidos através do FVGG. a) um dos primeiros cortes onde aparece o fígado, b) um dos cortes localizado próximo do centro do fígado.)	63
5.9	Volume obtido com diferentes perspectivas.	63
5.10	Resultado da aplicação do filtro de Wiener.(<i>a</i>) secção original; (<i>b</i>) secção com aplicação do filtro de Wiener com uma janela 3×3	64
5.11	Resultados obtidos através do FVGG.a) um dos cortes localizado próximo do centro do fígado, b) um dos primeiros cortes onde aparece o fígado.	65
5.12	Volume obtido com diferentes perspectivas.	66
5.13	Esquema com as fases do método.	66
5.14	Resultados obtidos através do FVGG. a) um dos últimos cortes onde aparece o fígado, b) um dos cortes localizado próximo do centro do fígado.	68
5.15	Volume obtido com diferentes perspectivas.	68
5.16	Interface.	69
5.17	Representação de um diagrama de caixa [87].	74
6.1	Diagramas de caixa em relação à métrica região de similaridade.	76
6.2	Diagramas de caixa em relação à métrica sensibilidade.	77
6.3	Diagramas de caixa em relação à métrica especificidade.	78
6.4	Diagramas de caixa em relação à métrica distância média.	79
6.5	Ilustração do pior caso de distância média na segmentação de TAC. Este resultado deve-se à comparação $A - T4i$. A região de similaridade tem como valor 0,849, apresenta um distância média de 9,78 pixels e um erro máximo de 62,4 pixels.	80
6.6	Diagramas de caixa em relação à região de similaridade.	81
6.7	Diagramas de caixa em relação à métrica à sensibilidade.	81

6.8	Diagramas de caixa em relação à especificidade.	82
6.9	Diagramas de caixa em relação à métrica distância média.	83
6.10	Resultado do algoritmo e das delineações dos especialistas numa secção de TEP. Este resultado deve-se à comparação $A-T3i$. A região de similaridade tem como valor 0,699, apresenta um distância média de 2,92 pixeis e um erro máximo de 8,9 pixeis.	83
6.11	Diagramas de caixa em relação à métrica região de similaridade.	84
6.12	Diagramas de caixa em relação à métrica sensibilidade.	85
6.13	Diagramas de caixa em relação à métrica especificidade.	86
6.14	Diagramas de caixa em relação à métrica distância média.	86
6.15	Resultado do algoritmo e das delineações dos especialistas numa secção de TEP/TAC. Este resultado deve-se à comparação $A-T5i$. A região de similaridade tem como valor 0,810, apresenta um distância média de 2.99 pixeis e um erro máximo de 11 pixeis.	87
B.1	Fotomultiplicador [88].	106
C.1	Diagramas de caixa em relação à métrica distância máxima.	108
C.2	Diagramas de caixa em relação à métrica número de erros superiores a 5 pixeis.	108
C.3	Diagramas de caixa em relação à métrica função Pratt.	109
C.4	Diagramas de caixa em relação à métrica distância Hausdorff.	109
C.5	Diagramas de caixa em relação à métrica precisão.	109
C.6	Diagramas de caixa em relação à métrica sobreposição.	110
C.7	Diagramas de caixa em relação à métrica ângulo de similaridade.	110
C.8	Diagramas de caixa em relação à métrica distância máxima.	111
C.9	Diagramas de caixa em relação à métrica número de erros superiores a 5 pixeis.	111
C.10	Diagramas de caixa em relação à métrica função Pratt.	112
C.11	Diagramas de caixa em relação à métrica distância Hausdorff.	112
C.12	Diagramas de caixa em relação à métrica precisão.	112
C.13	Diagramas de caixa em relação à métrica sobreposição.	113
C.14	Diagramas de caixa em relação à métrica ângulo de similaridade.	113
C.15	Diagramas de caixa em relação à métrica distância máxima.	114

C.16 Diagramas de caixa em relação à métrica número de erros superiores a 5 pixels.	114
C.17 Diagramas de caixa em relação à métrica função Pratt.	115
C.18 Diagramas de caixa em relação à métrica distância Hausdorff.	115
C.19 Diagramas de caixa em relação à métrica precisão.	115
C.20 Diagramas de caixa em relação à métrica sobreposição.	116
C.21 Diagramas de caixa em relação à métrica ângulo de similaridade.	116

Lista de Tabelas

2.1	Informação física acerca dos 4 núcleos estáveis mais usados na medicina (adaptado de [15, 18, 19]).	19
3.1	Unidades Hounsfield para cada estrutura (adaptado de [9, 36, 37]).	28
6.1	Resultados em relação à métrica região de similaridade.	77
6.2	Resultados em relação à métrica sensibilidade.	78
6.3	Resultados em relação à métrica especificidade.	78
6.4	Resultados em relação à métrica distância média.	79
6.5	Resultados em relação à métrica região de similaridade.	80
6.6	Resultados em relação à métrica sensibilidade.	81
6.7	Resultados em relação à métrica especificidade.	82
6.8	Resultados em relação à métrica distância média.	83
6.9	Resultados em relação à métrica região de similaridade.	84
6.10	Resultados em relação à métrica sensibilidade.	85
6.11	Resultados em relação à métrica especificidade.	85
6.12	Resultados em relação à métrica distância média.	87
B.1	Propriedades dos materiais cintiladores mais usados em TEP (adaptado de [13]).	107

Lista de Acrónimos e Abreviações

2D	Duas Dimensões
3D	Três Dimensões
^{18}F-FDG	FluoroDeoxiGlicose
ACP	Análise das Componentes Principais
AP	Atlas Probabilístico
BaF₂	Fluoreto de Bário
BGO	Germanato de Bismuto
CT	Computed Tomography
eV	elétron-Volt
FN	Falsos Negativos
FP	Falsos Positivos
GFVP	Gradiente de Fluxo Vetorial de Poisson
GSO	Oxiortosilicato de Gadolínio
FVG	Fluxo do Vetor Gradiente
FVGG	Fluxo do Vetor Gradiente Generalizado
ICNAS	Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde
J	Joule

keV	kilo eletão-Volt
LaBr₃	Brometo de Lantânio
LSO	Oxiortosilicato de Lutécio
LYSO	Oxiortosilicato de Lutécio Ítrio
MeV	Mega eletão-Volt
MFA	Modelo de Forma Ativa
MVME	Máxima Verossimilhança Maximização da Expectativa
NaI(Tl)	Iodeto de Sódio
SME	Subconjuntos Maximização da Expectativa
PET	Positron Emission Tomography
RPF	Retroprojeção Filtrada
TAC	Tomografia Axial Computarizada
TEP	Tomografia por Emissão de Positrões
UH	Unidades Hounsfield
VN	Verdadeiros Negativos
VP	Verdadeiros Positivos
VCP	Valores de Captação Padronizados

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação e Objetivos

Hoje em dia a segmentação de imagens é uma área muito importante na medicina. Através dela é possível identificar órgãos ou estruturas bem como zonas patológicas do corpo. Uma segmentação manual é muito trabalhosa e demorada. Para ultrapassar estas limitações, nos últimos anos, a segmentação semi-automática ou automática tem ganho importância no campo da medicina.

Um dos órgãos com elevada importância é o fígado, o responsável por várias tarefas importantes para o bom funcionamento do organismo, sendo um dos poucos órgãos que quando afetado por tumores ou outras doenças pode ser submetido a cirurgia para remoção da região que possui a lesão. Através da informação 3D do volume de fígado é possível estudar a variação da sua forma, quantificar e identificar as lesões do tecido para decidir o tratamento a seguir [1].

De acordo com a Organização Mundial de Saúde, 695 000 das mortes em todo o mundo, em 2008, foram causadas por tumores no fígado [2]. Torna-se assim necessário um estudo mais completo da caracterização deste órgão, para o qual as técnicas de segmentação automática podem fornecer uma forma prática de analisar pormenorizadamente alterações morfológicas e funcionais que ocorram em situações normais e de patologia.

Para a realização desta tarefa as modalidades imagiológicas frequentemente usadas são a TAC e TEP. As imagens obtidas em TAC possuem informação anatômica com boa resolução, já as da TEP têm pouca resolução, mas fornecem informação funcional do

organismo, como por exemplo o metabolismo. No entanto os estudos sobre de segmentação de órgãos usando a informação de exames de TAC de baixa dose e usando a informação de exames de TEP são escassos sendo importante enriquecer esse estudo.

O uso da imagiologia híbrida é interessante para o estudo de patologias que possam existir nos órgãos ou estruturas. Patologias como a esteatose hepática, lesões com pouca captação de radiotraçador não são detetadas nos exames de TEP, mas podem ser observadas recorrendo ao TAC. Por outro lado podem existir anomalias como tumores, por exemplo, que são visualizadas em TEP, mas que dificilmente são detetados em TAC devido à sua pequena dimensão, por exemplo. Assim, o uso da imagiologia híbrida é importante para obter informação mais correta e um diagnóstico com maior certeza.

Neste trabalho são desenvolvidas três tipos de segmentação 3D: uma delas usa apenas a informação da TAC, outra usa apenas a informação de TEP e a terceira usa a informação das duas modalidades. Estas ferramentas de segmentação são vistas como um primeiro passo com vista a um estudo mais completo e detalhado do fígado utilizando estas modalidades de imagem, onde por exemplo podem ser examinadas alterações morfológicas/funcionais ao nível do pixel (ou voxel) e utilizar-se ferramentas estatísticas para análise pormenorizada das texturas das imagens, procurando assim obter de forma prática informação adicional que permita uma melhor caracterização, compreensão e diagnóstico dos casos patológicos.

Os algoritmos construídos para a segmentação do fígado farão parte das ferramentas de segmentação no ICNAS com vista a um estudo mais completo, uma vez que as ferramentas de segmentação existentes no software de aquisição são limitadas.

1.2 Estrutura da Tese

Este trabalho está organizado em sete capítulos.

No **capítulo 1** é descrita a motivação para a realização deste trabalho e o objetivo proposto.

No **capítulo 2** são descritos os princípios de funcionamento das modalidades ima-

giológicas importantes para a realização deste trabalho, Tomografia Axial Computarizada (TAC), Tomografia por Emissão de Positrões (TEP), bem como a importância da combinação das modalidades.

A informação anatômica, fisiológica, patológica, a forma como fígado pode ser visualizado nas diferentes modalidades, bem como a descrição das várias dificuldades encontradas nas imagens devido aos vizinhos do fígado encontram-se no **capítulo 3**.

No **capítulo 4** são descritas as várias técnicas usadas na segmentação de estruturas e objetos. Aqui também pode encontrar-se algumas das publicações acerca dos três tipos de segmentação do fígado (TAC, TEP, TEP/TAC).

A metodologia aplicada para cada modalidade e a metodologia para a validação dos resultados encontra-se no **capítulo 5**.

Os resultados e discussão da eficiência do método usado em cada modalidade está descrita no **capítulo 6**.

Por fim as conclusões a retirar de todo trabalho desenvolvido e as tarefas que ainda podem ser desenvolvidas podem ser consultadas no **capítulo 7**.

Capítulo 2

Imagiologia

2.1 Tomografia Axial Computorizada

A TAC pertence ao grupo de modalidades de imagem mais usadas em diagnóstico médico. Devido à sua alta resolução e bom contraste é possível identificar e avaliar a anatomia dos órgãos e das estruturas.

2.1.1 Princípios Físicos

O princípio de funcionamento da TAC baseia-se na deteção de raio-x. Estes são ondas eletromagnéticas produzidas através da interação de partículas carregadas com a matéria a nível atómico. O seu comprimento de onda (λ), em aplicações na medicina, pode variar entre 6×10^{-12} e $1,2 \times 10^{-10}m$ [3], considerando que a sua velocidade é igual à velocidade da luz (c), $3,0 \times 10^8 m/s$, de acordo com a expressão 2.1, em que E é designada como a energia do raio-x e a variável h refere-se à constante de Planck ($6,0 \times 10^{-12} J.s$) [4].

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.1)$$

A produção de raio-x ocorre nas chamadas ampolas de raio-x. A ampola possui um cátodo que ao ser aquecido através da corrente elétrica torna-se uma fonte de eletrões. Estes ao serem acelerados contra uma superfície anódica sofrem interações que levam à produção do raio x (a descrição mais completa encontra-se na secção apêndice A).

A eficiência na produção de raio-x através da ampola é cerca de 1%, pelo que os 99%

restantes correspondem ao calor dissipado [3].

A figura 2.1 ilustra a composição de uma ampola de raio-x.

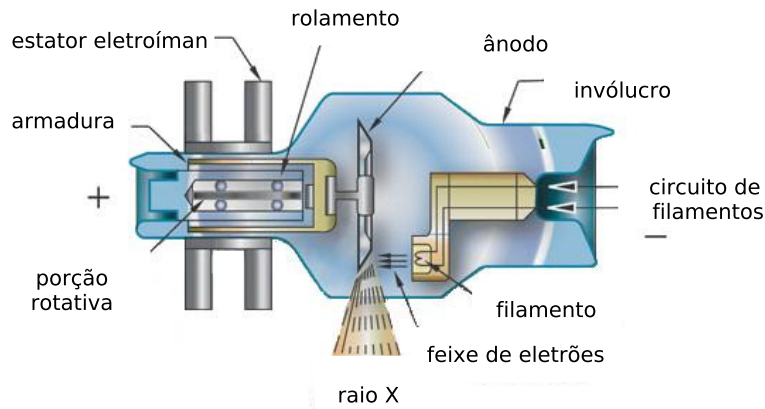


Figura 2.1: Ampola de raio-x (adaptado de [5]).

Na superfície do ânodo podem acontecer três tipos de interação para a produção de raio-x. Essas interações estão esquematizadas na figura 2.2, a descrição mais completa encontra-se na secção apêndice A [4].

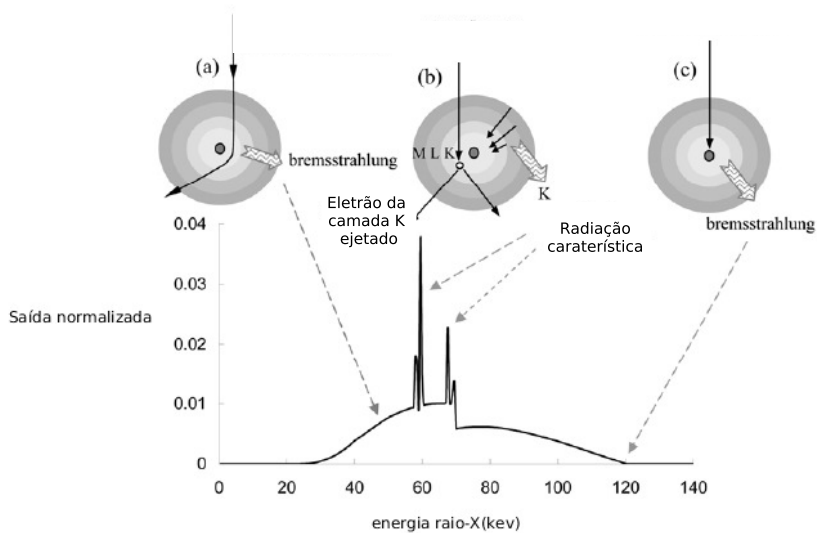


Figura 2.2: Interações existentes com a superfície do ânodo. a) o elétron ao aproximar-se do núcleo sofre travagem devido à atração núcleo-elétron. b) o elétron interage com um elétron da camada mais externa, este ao ser ejetado deixa uma lacuna na nuvem eletrônica que ao ser preenchida emite raio-x. c) o elétron colide diretamente com o núcleo emitindo radiação Bremsstrahlung (adaptado de [4]).

2.1.1.1 Filtração e Colimador

O feixe de raio-x produzido na ampola é policromático. No entanto é de interesse técnico que estes tenham um intervalo de energia pequeno. Para corrigir o intervalo é necessário aplicar um filtro que não deixe passar as ondas com maior e menor comprimento de onda. Ao diminuir o intervalo dos feixes, além de limitar a absorção de energia pelo corpo, também melhora a qualidade de imagem, uma vez que reduz os artefatos de dispersão.

Existe outro componente que melhora o contraste da imagem e diminui a energia depositado no corpo, o colimador. Este tem como objetivo restringir os feixes de raio-x para uma área específica de forma a reduzir a radiação dispersa [9].

2.1.2 Interação com a Matéria

Após a produção do feixe de raio-x, este incide sobre o doente interagindo com o seu organismo. As interações com a matéria podem ser de três tipos: Efeito Fotoelétrico, Efeito de Compton e de Rayleigh [4].

Efeito Fotoelétrico

O feixe de raio-x produzido incide num eletrão da camada mais interna do átomo. Se a energia for superior à energia de ligação do eletrão, este é ejetado e passa a ser designado como fotoeletrão. Devido a esta interação passa a existir uma lacuna na camada mais interna, pelo que o eletrão da camada seguinte preenche-a emitindo radiação característica (ver a figura 2.3). Esta viaja pelo organismo sofrendo atenuação até chegar ao detetor [4]. A probabilidade da interação ocorrer depende da energia e do número atómico:

$$P_{\text{fotoelétrico}} \propto \frac{Z^3}{E^3} \quad (2.2)$$

Para tecidos que são constituídos por átomos com diferentes números atómicos, a absorção da radiação característica vai ser muito diferente, como consequência o contraste da imagem é melhorado [4].

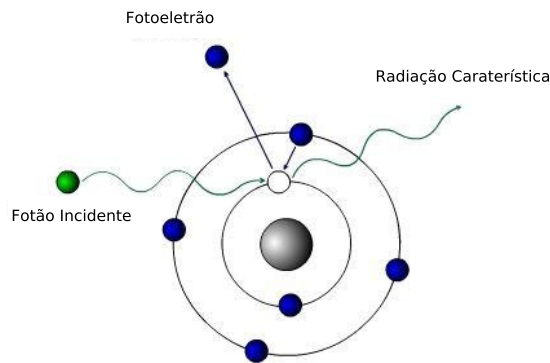


Figura 2.3: Representação do Efeito Fotoelétrico [6].

Efeito de Compton

Esta interação dá-se com um elétron da camada mais externa do átomo. O elétron é ejetado com alguma energia cinética e é acompanhado pela emissão de um fóton com direção e energia diferentes da radiação incidente. Se esta tiver pouca energia, o ângulo do fóton de saída será superior a 90° e a radiação é retro-espalhada. Por outro lado, se a energia for elevada, o ângulo será menor que 90° e a radiação segue em frente (ver figura 2.4). Antes do fóton sair do doente colide com as estruturas do corpo sendo absorvida apenas uma parte da radiação. A probabilidade do efeito de Compton acontecer depende da densidade eletrônica da estrutura, pelo que esta dependência fornece pouca informação acerca do contraste, uma vez que varia pouco [4].

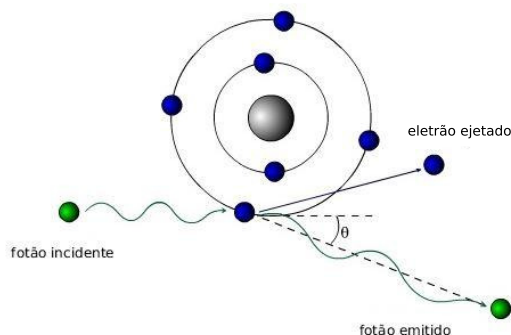


Figura 2.4: Representação do efeito de Compton (adaptado de [7]).

Efeito de Rayleigh

O feixe de raio-x incidente apenas muda a direção da sua trajetória sem perda de

energia ao passar perto do núcleo (ver figura 2.5) [4].

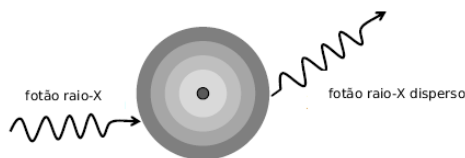


Figura 2.5: Representação da efeito de Rayleigh [8].

Através do efeito fotoelétrico e do efeito de Compton são libertados elétrons. Se existirem interações elétron-elétron com energia resultante superior a 10eV, a energia é considerada ionizante. Esta pode modificar as configurações dos átomos vizinhos produzindo alterações nas moléculas provocando danos no organismo [4].

2.1.2.1 Atenuação

Durante todo o processo de aquisição de TAC é assumido que os feixes de raio-x produzidos são monoenergéticos para que a lei de Beer-Lambert (equação 2.3) possa ser usada. A variável I é a intensidade da radiação de saída, I_0 a intensidade incidente e por fim μ o coeficiente de atenuação do objeto.

$$I(U) = I_0 e^{-\int_0^U \mu(u) du} \quad (2.3)$$

O nosso organismo não é um objeto uniforme, pelo que o coeficiente de atenuação vai ser diferente para cada estrutura do corpo (figura 2.6), resultando na expressão 2.4, em que o índice de μ corresponde a uma estrutura diferente e a espessura Δx é igual para cada coeficiente de atenuação[3, 4].

$$I = I_0 e^{(-\mu_1 - \mu_2 - \mu_3 - \mu_4 \dots - \mu_N) \Delta x} \quad (2.4)$$

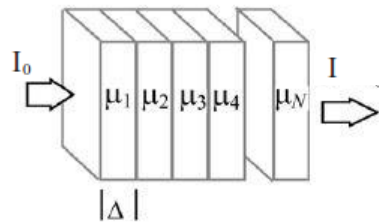


Figura 2.6: Representação de várias estruturas com a mesma espessura mas com diferentes índices de atenuação [4].

2.1.3 Detetores

O detetor tem como função a medição da intensidade de radiação saída do corpo. O sistema de detetores usado tem geralmente uma geometria de arco ou anel e é composto por vários elementos detetores (cristais).

Devido à sua geometria curva, os detetores são separados por septos, diminuindo a área disponível para a incidência da radiação. Os materiais que compõem o detetor devem ter propriedades que lhe confirmam eficiência (boa razão entre a radiação incidente e a radiação detetada), estabilidade, um curto tempo de cintilação (para não ser associado à próxima interação) e uma boa rejeição de radiação dispersa.

Os detetores mais usados na TAC são os gasosos e os de estado sólido. No entanto como a eficiência de detecção de eventos é baixa nos detetores gasosos, os sólidos são os mais usados (informação mais completa encontra-se na secção do apêndice A) [9].

2.1.4 Reconstrução da Imagem

Existem dois tipos de algoritmos de reconstrução para imagens: Reconstrução Analítica e Reconstrução Iterativa.

A reconstrução analítica é mais simples quando comparada com a iterativa. É feita uma projeção dados. Os dados obtidos são filtrados e depois retroprojetados. A imagem resultante corresponde à acumulação de todas as retroprojeções. O algoritmo mais usado neste tipo de reconstrução é o Retroprojeção Filtrada (RPF).

O método iterativo tem um custo computacional mais elevado. É estimada uma imagem que é comparada com a imagem medida. Se houver uma diferença significativa entre

as duas imagens, é feita uma correção ponderada, voltando a ser comparada com a imagem medida. Este ciclo continua até que as diferenças entre elas não sejam significativas.

Existem dois algoritmos usados neste tipo de reconstrução, o de Máxima Verossimilhança Maximização da Expetativa (MVME), algoritmo que permite que para cada iteração da imagem estimada, as projeções comparadas sejam atualizadas; e o Subconjuntos Maximização da Expetativa (SME) que foi introduzido para melhorar o MVME. Em vez de iterar cada projeção, a iteração é feita para subconjuntos das projeções angulares [10].

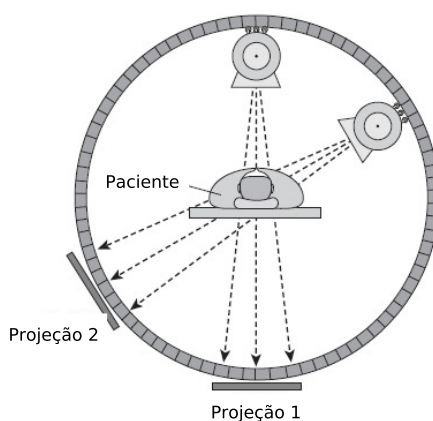


Figura 2.7: Representação das projeções para diferentes ângulos [9].

2.1.5 Sistemas de Aquisição

O sistema de aquisição mais usado consiste numa linha com multi-detetores com varredura helicoidal. É um sistema rápido e contínuo que consiste no conjunto de uma ampola de raio-x e uma tela parcialmente cilíndrico ligado a um sistema de multi-detetores. A ampola de raio-x emite o feixe contínuo ao mesmo tempo que faz a rotação de 360° em torno da mesa, onde o doente se encontra deitado. Esta desliza ao mesmo tempo sem sofrer paragens e à velocidade desejada. Este sistema consegue fazer uma rotação em menos de 1 segundo.

Devido ao movimento contínuo da mesa e da saída do feixe de raio-x, as secções tomográficas resultantes vão ter a direção do ponto final diferente da do ponto inicial, ou seja, há uma pequena inclinação entre esses dois pontos. Para conseguir alinhar as secções podem ser usadas interpolações lineares. Esta tentativa de alinhamento pode ter interferência na espessura da secção.

Neste tipo de aquisição a dose de radiação que o paciente recebe depende da relação entre velocidade da mesa e a velocidade de rotação da ampola de raio-x, designada por *passo*, descrita na equação 2.5 [9, 11].

$$passo = \text{deslocamento da mesa por rotação} \times \frac{1}{\text{abertura do colimador}} \quad (2.5)$$

Para uma dada espessura, quanto menor o *passo*, maior o tempo de exposição da secção do corpo à radiação. No entanto, uma baixa exposição à radiação, leva a maior ruído na imagem. É necessário jogar com as variáveis para ter uma boa relação entre a exposição e o ruído.

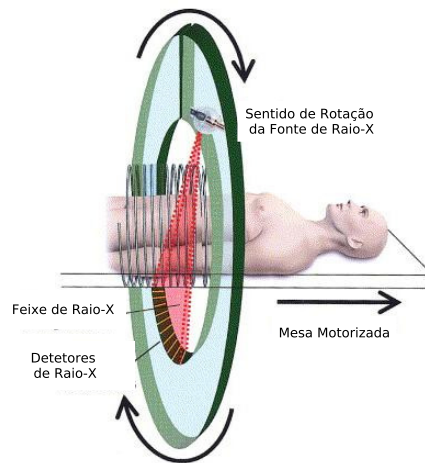


Figura 2.8: Sistema de aquisição com multi-detetores e com varredura helicoidal [11].

Em 2006, nos Estados Unidos, foi introduzida a dupla fonte. Este novo sistema usa duas ampolas de raio-x que correspondem a dois sistemas de detetores. Um detetor cobre todo o campo de visão enquanto que o outro cobre apenas parte deste.

Este sistema é mais rápido e tem como principal objetivo o seu uso na área cardíaca. Com este sistema não é necessário o uso de beta-bloqueadores para retardar os batimentos cardíacos. As duas ampolas podem produzir raio-x com diferentes energias. Como a atenuação resulta da absorção dos raio-x pode ser retirada daqui informação adicional calculando as diferenças de atenuação.

O fato de existir duas ampolas não significa necessariamente mais exposição à radiação [9].

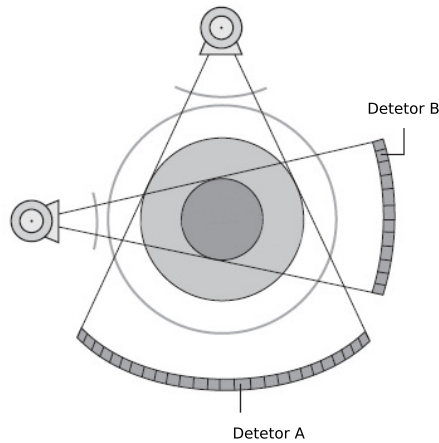


Figura 2.9: Sistema dual. Usam-se duas fontes associadas ao seu detetor [9].

2.2 Tomografia Por Emissão de Positrões

A TEP é uma técnica de imagiologia em medicina nuclear que fornece dados necessários para o mapeamento da biodistribuição de um radiofármaco previamente injetado no organismo do doente. Através deste mapeamento é possível obter informações sobre o funcionamento dos órgãos e dos tecidos.

Um átomo é constituído por um núcleo e por uma nuvem de eletrões (partículas com carga negativa). No núcleo existem prótons (partículas com carga positiva) e neutrões (partículas sem carga). A sua estabilidade é frequentemente garantida pela igualdade entre o número de prótons e de neutrões (havendo casos em que o átomo é mais estável com um ligeiro excesso de neutrões). Quando tal não acontece, este diz-se instável. Um núcleo instável tem tendência natural para atingir a estabilidade. Esta é encontrada através do decaimento radioativo (o núcleo pai (P) decai para o núcleo filho (D) com alteração do número de massa (A) e/ou o número atómico (Z) acompanhado por libertação de energia sob a forma de radiação) [12].

Na técnica de imagiologia TEP o decaimento que ocorre é o decaimento β^+ , que consiste na perda de um próton por parte do núcleo filho mantendo o número de massa, acompanhado pela emissão de um positrão (e^+) e de um neutrino (ν) [12].



O positrão livre resultante viaja pequenas distâncias aproximadamente entre 10^{-1} a $10^{-2}cm$ [16] pelo meio envolvente (no entanto poderá haver positrões com alcances menores ou maiores dependendo da energia que transportam), interagindo com os elétrons da última orbital dos átomos presentes no tecido até perder toda a sua energia. Antes de sofrer aniquilação, o positrão pode combinar-se com um elétron formando um estado de hidrogénio conhecido como *positronium*. Este estado tem uma duração de cerca de $10^{-10}s$ [16] seguindo-se o processo de aniquilação. Deste processo conservativo de energia e de momento, resulta a emissão de dois fótons com direções opostas (separados um ângulo de $180^\circ \pm 0,25^\circ$ [13]) e com uma energia de 511keV cada.

2.2.1 Deteção de eventos

Os eventos com informação útil para a formação da imagem em TEP são os pares de fótons resultantes da aniquilação do positrão com o elétron que não sofrem interações. No entanto os fótons podem interagir com os átomos do tecido contribuindo para a degradação da imagem. O local estimado da aniquilação situa-se ao longo da linha que une os dois detetores paralelos que detetaram o evento (linha de resposta). Se as interações com o tecido ocorrerem, a direção dos fótons é alterada. Então, a linha calculada como a linha de resposta do evento vai estar na posição errada. É esta situação que contribui negativamente para a resolução e contraste da imagem [14] uma vez que há fótons que podem ser detetados como eventos verdadeiros não o sendo. Os tipos de interação estão representados na figura 2.10.

Podem ocorrer três tipos de evento:

Coincidência Verdadeira

O evento detetado é designado verdadeiro ("true"), quando os fótons de 511keV emitidos da aniquilação não sofrem interações no meio envolvente e são ambos detetados dentro da janela de tempo (tempo para a deteção de um evento) do detetador por um par de detetores. Ver figura 2.10a [13, 15].

Coincidência Aleatória

O evento aleatório é definido pela deteção de dois fótons dentro da janela de tempo por um par de detetores, sendo que cada fóton surge de aniquilações diferentes (ver figura

2.10b) [13, 15].

Coincidência por Dispersão

O fóton ao interagir com o meio pode sofrer dispersão de Compton (o fóton emitido interage com o elétron da camada mais externa do átomo, esse elétron é ejetado e é também emitido um fóton com menor energia e com uma nova direção em relação ao fóton incidente) [14]. O fóton resultante tem direção e energia diferente da do fóton incidente. Então, se um fóton sofreu dispersão e o outro não, mas incidiram num par de detetores dentro da janela de tempo, o evento é detetado (ver figura 2.10c da esquerda). Se ambos sofrem dispersão mas são detetados nas mesmas condições que o caso anterior, o evento também será detetado (ver figura 2.10c da direita) [13, 15].

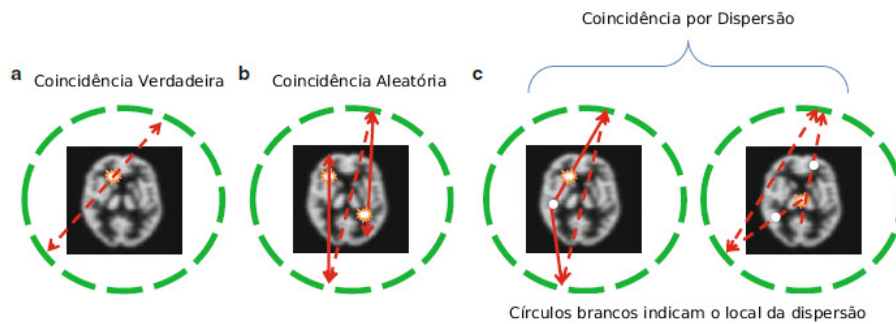


Figura 2.10: Ilustração dos três tipos de eventos. a) coincidência verdadeira, b) coincidência aleatória, c) coincidência por dispersão, à esquerda quando apenas um fóton sofre dispersão e à direita quando ambos sofrem dispersão [15].

Por outro lado, o fóton pode interagir por meio do efeito fotoelétrico (fóton interage com um elétron da camada mais interna do átomo transferindo-lhe energia provocando a ejeção do átomo [14]). Como não resulta um fóton desta interação, não vai haver detecção de uma coincidência (detecção de um fóton simples, designado por "single").

2.2.2 Detetores

Depois da aniquilação, os fótons viajam até incidirem no detetor. Aqui podem sofrer interação por efeito fotoelétrico ou por efeito de Compton.

No efeito fotoelétrico o fóton transfere a sua energia ao elétron. Ele viaja uma curta distância no detetor e transforma a sua energia em calor ionizando os átomos do cintilador. Quando os átomos voltam ao seu estado fundamental emitem fótons luz.

O efeito de Compton é uma interação indesejada. O fóton resultante desta pode escapar do detetor, resultando na perda de informação. Pode também passar para o detetor vizinho. Assim, parte da energia é absorvida no local da interação enquanto que a outra parte é absorvida no local onde foi depositado, tendo como consequência a medida do evento no local de centro de massa onde a energia foi depositada, que como não corresponde à posição correta vai provocar o fundo existente nas imagens de TEP [14].

Os fótons emitidos são detetados por detetores. Estes são constituídos por cristais cintiladores e fotomultiplicadores que convertem o impulso luminoso (cintilação) num impulso elétrico que é digitalizado para obter informação de tempo, posição e energia do evento (mais informação na secção apêndice B).

2.2.2.1 Propriedades dos Detetores

O scanner do TEP é constituído por vários detetores (ver figura 2.11). O objetivo de cada um deles é detetar o maior número de fótons com energia de 511keV. Normalmente um detetor tem uma resolução temporal de 2 a 6ns. Quando um detetor deteta um fóton, o seu par tem um tempo de espera (duas a três vezes o tempo de resolução), para detetar o fóton que resultou da mesma aniquilação [16].

O desempenho do detetor está dependente das propriedades do cintilador escolhido. A densidade do material e o número atómico efetivo estão relacionados com a janela de paragem. Quanto maior esses valores, maior a capacidade do detetor detetar fótons de 511keV. As propriedades dos cintiladores estão descritas na secção B

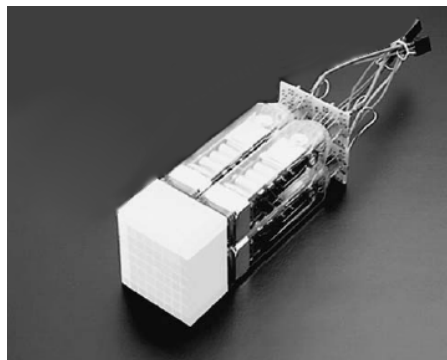


Figura 2.11: Detetor [10].

A profundidade de interação do fóton no detetor pode afetar a resolução se um evento surgir no limite do campo de visão. Quando a profundidade do detetor é alta, a penetração oblíqua dos fótons pode ser maior. Todas as detecções que incidiram obliquamente no detetor vão estar associadas à linha de resposta do evento, linha que liga o centro da superfície de dois detetores paralelos. Como a linha de resposta tida em conta é desfasada da linha de resposta real a resolução será degradada. Por outro lado, se o evento acontece no centro do campo de visão a linha de resposta calculada será aproximadamente igual à linha real (ver figura 2.12)[17].

Outra característica importante é a saída de luz. Quanto maior a quantidade de luz detetada nos fotocátodos, mais elétrons serão libertados, levando a uma maior amplificação do sinal tendo com consequência o aumento da resolução em energia.

Por fim, cada cristal tem um tempo de decaimento (tempo necessário para que exista luz suficiente capaz atravessar o cristal para que o evento seja detetado de forma confiável), pelo que quanto menor esse tempo (baixas constantes de decaimento) menor a janela de tempo, levando à redução do tempo morto (tempo necessário para o detetor processar um evento, durante este tempo mais nenhum evento é detetado) [13].

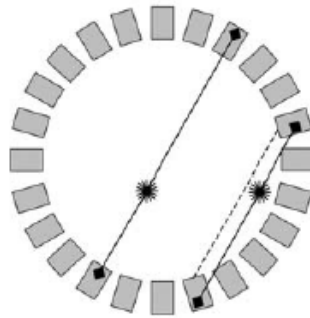


Figura 2.12: Na figura estão ilustradas duas linhas de resposta. A linha mais à esquerda não sofre atenuação, no entanto a linha mais à direita corresponde à resposta real e a linha a tracejado, a linha de resposta ideal [14].

2.2.3 Aquisição de Dados

A aquisição de dados pode ser feita a 2D ou a 3D. Numa aquisição a 2D, entre cada cintilador existem septos de tungstênio ou chumbo para aumentar o número atômico efetivo do detetor[14] assim sendo, apenas são contabilizadas coincidências entre detetores do mesmo anel ou do anel vizinho. Já na aquisição 3D os septos não existem. Então todos os eventos coincidentes são detetados mesmo que o par detetor esteja em anéis mais distantes (figura 2.13).

Tendo em conta esta característica, o modo 3D tem maior sensibilidade às coincidências verdadeiras, no entanto, com o maior número de incidências os problemas causados pelo tempo morto crescem. Uma forma de diminuir este problema, será possivelmente com a diminuição da dose injetada [18].

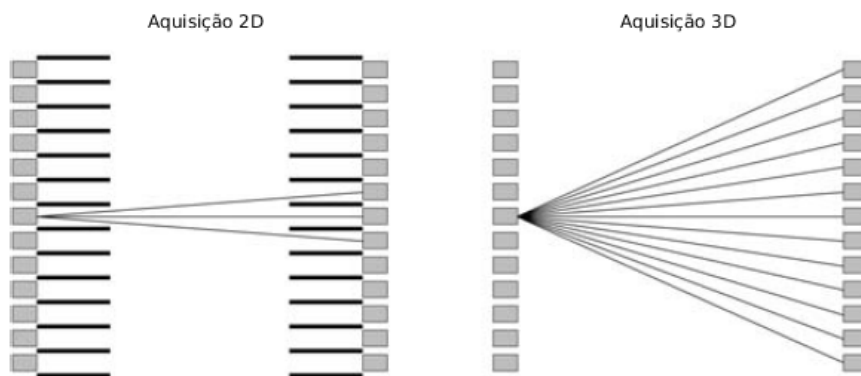


Figura 2.13: Modos de Aquisição 2D e 3D em TEP [14].

2.2.3.1 Correção de Dados

Existem diversos efeitos que levam à baixa resolução da imagem. Para que ela seja melhorada devem ser feitas algumas correções tais como: a remoção ou compensação das coincidências aleatórias e dispersas; estimação das detecções que deveriam ser detetadas durante o tempo morto do detetor; correção da atenuação que os fótons sofreram ao atravessar os tecidos.

Outro aspeto a ter em conta é a geometria do sistema de detetores e a eficiência de

cada um deles. Estes contribuem para a eficiência na deteção de diferentes linhas de resposta [16].

Após feitas todas as correções a informação pode ser considerada quantitativa.

A reconstrução das imagens é feita após a correção de dados. Os algoritmos mais usados para a reconstrução são os analíticos e os iterativos, explicados na secção 2.1.4.

2.2.4 Radionuclídeos

Os radionuclídeos (núcleos com radioatividade) emissores de positrões usados na medicina nuclear são, em geral, produzidos em ciclotrão através do bombardeamento de protões num núcleo estável adequado. O tempo de meia vida destes radionuclídeos pode ser curto, pelo que o ciclotrão deverá localizar-se, preferencialmente, no local de realização do exame. Por outro lado, este é um aspeto positivo, porque o radioisótopo permanecerá menos tempo no organismo [12]. Os quatro núcleos estáveis mais usados em TEP estão na tabela 2.1.

Tabela 2.1: Informação física acerca dos 4 núcleos estáveis mais usados na medicina (adaptado de [15, 18, 19]).

Radionuclídeo	Reacção	Máx.Energia β^+ (Mev)	Tempo de Meia Vida(minutos)	Aplicação
^{11}C	$^{14}N(p, \alpha)^{11}C$	0,96	20, 4	Volume de sangue em órgãos, tumores (^{11}C dióxido de carbono)
^{13}N	$^{16}O(p, \alpha)^{13}N$	1,19	9,96	Fluxo sanguíneo no miocárdio (^{13}N amónia)
^{15}O	$^{14}N(d, n)^{15}O$	1,73	2,03	Fluxo sanguíneo em tumores e órgãos (^{15}O água)
^{18}F	$^{18}O(p, n)^{18}F$	0,635	109,8	Metabolismo da Glucose Localização de tumores Doença de Alzheimer (^{18}F fluorodeoxiglicose)

O ^{18}F -FDG (fluorodeoxiglicose marcado com flúor-18) é um análogo da glucose. Devido a essa característica e à baixa energia do positrão é muito usado para estudar o

metabolismo do organismo. Nas regiões onde há maior consumo de glucose, haverá maior concentração de ^{18}F -FDG, sendo que isso acontece naturalmente no cérebro e no músculo miocárdio. A bexiga e os rins mostram alta atividade mas é devido à acumulação do radioisótopo para posterior excreção. Quando é verificada uma maior concentração deste marcador noutras regiões há uma grande probabilidade de existir alguma anormalidade anatómica. É este o radiotraçador usado para a obtenção das imagens de TEP que vão ser usadas neste trabalho. A equação 2.7 representa o decaimento do ^{18}F .

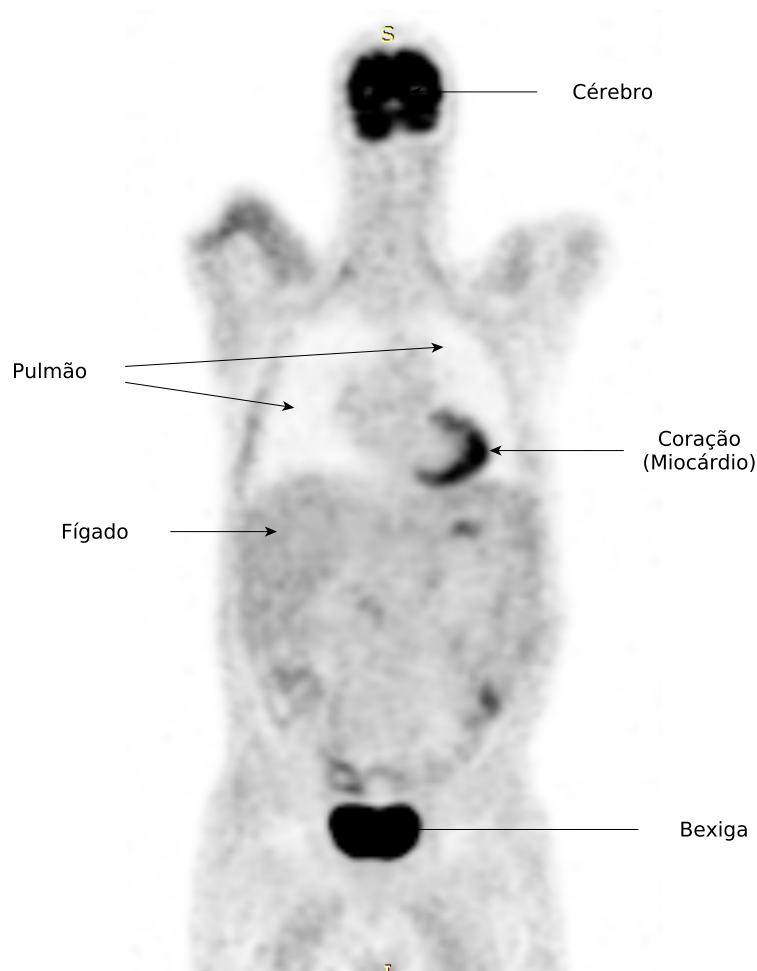


Figura 2.14: Imagem de TEP usando o marcador ^{18}F -FDG.

2.3 Imagiologia Híbrida TEP/TAC

As imagens obtidas a partir do sistema de TEP e de TAC fornecem informações acerca da funcionalidade do organismo e acerca da anatomia, respetivamente. A junção destes dois tipos de informação leva a um diagnóstico mais sensível, pois tendo a atividade de uma dada região é possível localizar anatomicamente a região utilizando a informação de TAC correspondente. Para satisfazer esta necessidade foram desenvolvidos sistema híbridos TEP/TAC [18].

Um sistema híbrido TEP/TAC compreende dois sistemas de detetores, um de TEP e um de TAC, com uma plataforma deslizante em comum, onde o doente é colocado. O exame é realizado em duas partes: a primeira é o exame de TAC, com duração inferior a 1 minuto e em seguida o exame de TEP que demora aproximadamente 30 a 40 minutos. Em ambas as partes o doente fica sempre na mesma posição, para que depois de todo o processamento de reconstrução resultem imagens de TEP e de TAC alinhadas para serem usadas para a posterior análise [10].

Além da melhor localização da atividade, existe informação que é apenas detetada numa das modalidades, por exemplo: pequenas lesões são dificilmente detetadas em TAC, mas são em TEP (figura 2.15); por outro lado, tumores com baixa atividade podem não ser detectados em TEP e ser detetados no TAC [10].

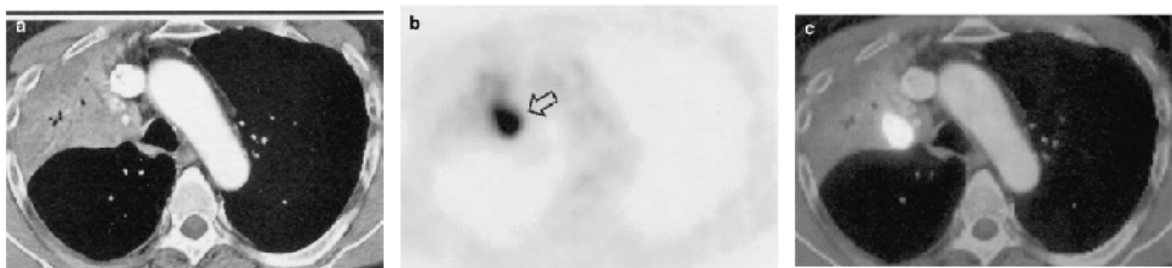


Figura 2.15: Apresentação das duas modalidades de imagem e o sistema híbrido para um corte. *a)* imagem TAC, *b)* imagem TEP, *c)* imagem TEP/TAC. Em *a* a secção parece não possuir anormalidades. Já em *b* observa-se uma lesão e através da imagem *c* a lesão pode ser localizada anatomicamente com maior grau de certeza [10].

Durante a aquisição, alguns artefactos que degradam as imagens obtidas podem ser produzidos [10].

- *Posição do paciente* - Quando as zonas de interesse são cabeça e pescoço, os braços devem estar para baixo. Já quando as zonas de interesse são a região torácica e abdómen, os braços devem ficar para trás da cabeça. Se os braços estiverem perto da área de interesse provocam o endurecimento do feixe, criando artefatos de dispersão na imagem. No entanto, como o exame de TEP demora muito tempo, é difícil manter o paciente sempre na mesma posição. Assim os braços podem ficar para baixo.
- *Objetos Metálicos* - Estes provocam maior atenuação em comparação com o tecido normal.
- *Agente de Contraste* - Estes agentes, administrados em exames TAC, vão ser acumulados nos locais que absorvem maior taxa de fótons, causando maior atenuação nestes, gerando artefatos. Estes efeitos não são facilmente observáveis em exames TEP, devido à maior energia dos fótons.
- *Supressão de informação* - O campo de visão do TAC é de cerca de 50cm enquanto que o do TEP é cerca de 60cm. Devido a esta diferença, quando os braços estão para baixo, reduzem o campo de visão, podendo ficar suprimidos no TAC.
- *Respiração* - Como o exame de TAC tem curta duração, a imagem pode ser captada por exemplo quando há a inspiração total (o diafragma desce). Já o TEP tem maior duração, logo vai ser captado em respiração contínua, tendo como resultando o diafragma na sua posição média. Assim, quando for feita a fusão pode haver incompatibilidade na zona do abdómen e tórax. Pode ultrapassar-se este problema calculando o movimento médio do TAC ao longo de vários ciclos respiratórios.

Capítulo 3

Anatomia e Imagiologia TEP/TAC do Fígado

Nesta secção encontra-se a informação anatómica do fígado necessária para compreensão deste trabalho, são ainda referidas as principais funções e patologias deste órgão. Aqui também são mostradas as diferentes vistas coronal, sagital e axial, que contém o fígado, para as duas modalidades e para a imagiologia híbrida já descritas.

Anatomia, Fisiologia e Patologias

Anatomia

O fígado é um dos maiores órgãos do corpo humano, representando cerca de 2% a 3% do peso médio corporal [20]. Este situa-se no lado direito do abdómen abaixo do diafragma (figura 3.1).

A nível anatómico é dividido em duas partes, a direita e a esquerda separadas pelo ligamento falciforme, subdividindo-se em outras duas. Assim, é possível identificar quatro partes distintas, identificadas na figura 3.2, chamadas de lóbulos, o lóbulo esquerdo, o lóbulo direito, o lóbulo quadrado e o lóbulo caudado.

O lóbulo quadrado encontra-se abaixo da vesícula biliar e o caudado situa-se ao lado da fissura de ligamento venoso e acima da veia porta hepática [21].

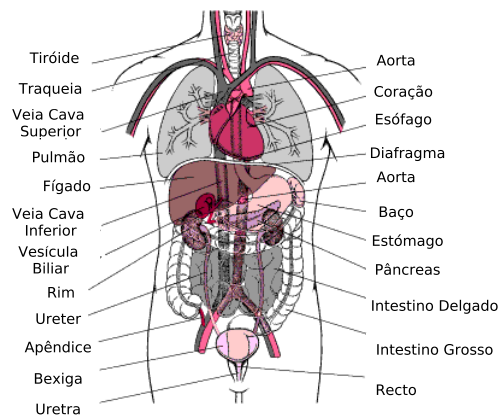


Figura 3.1: Anatomia humana geral (adaptado de [22]).

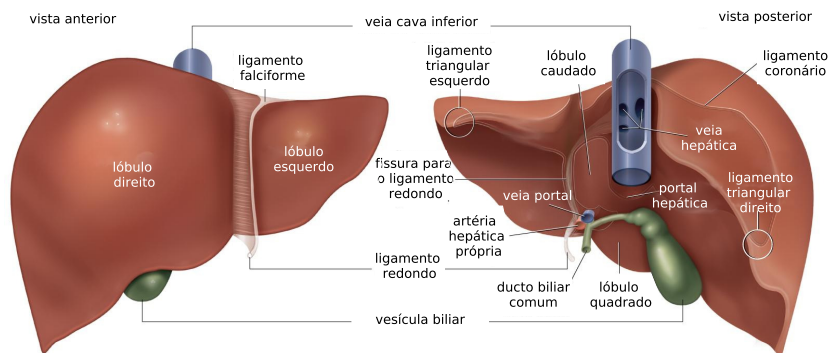


Figura 3.2: Anatomia do Fígado (adaptado de [23]).

Funções

Em termos funcionais, o fígado tem um papel muito importante a nível metabólico [24]:

- Produção da bÍlis.
- Regulação da glicose no sangue.
- Síntese de proteínas e alguns aminoácidos.
- Local de armazenamento das vitaminas A, D e B₁₂
- Local de destruição de substâncias tóxicas, de hormonas e de glóbulos vermelhos e brancos. A partir das células vermelhas do sangue, o Fe e a globina são reciclados, sendo a bilirrubina segregada na bÍlis.

-
- Conversão da amónia em ureia para eliminação através dos rins.

Patologias

Hematocromatose

É uma doença que pode ter origem genética e está relacionada com a deposição de ferro nos órgãos, fígado, pâncreas, coração, rins, entre outros, devido ao defeito no metabolismo e má absorção do ferro[25].

Hepatite fulminante

Disfunção hepática súbita que leva à necrose hepatocelular e à encefalopatia hepática[25].

Fibrose e Cirrose hepática

Define-se pela acumulação de matriz extra-celular produzida devido à existência de uma lesão hepática crónica. A cirrose corresponde ao estado terminal da fibrose hepática. Tem como consequências a formação de nódulos que podem modificar o funcionamento do fígado e o fluxo sanguíneo[26].

Colangite esclerosante primária

É uma doença crónica com origem desconhecida caracterizada pela sucessiva degradação e destruição dos dutos biliares. Na maior parte dos casos está associada à inflamação intestinal, podendo também levar à cirrose biliar[27].

Esteatose hepática

Está diretamente relacionada com a obesidade e diabetes mellitus, é caracterizada pela infiltração de gordura no fígado e pela sua resistência à insulina [28].

Doença de Wilson

Resulta da mutação de uma gene (ATP7B) provocando a diminuição da excreção de cobre o que pode levar à sua acumulação no fígado e em outros órgãos. Esta acumulação pode causar distúrbios neurológicos, psiquiátricos, hepáticos, oftalmológicos, entre outros [29].

Síndrome de Gilbert

Doença genética que pode causar excesso de bilirrubina não conjugada na corrente sanguínea. Uma das consequências deste síndrome é a icterícia (pigmentação amarela do corpo)[30].

Hepatite

As infecções virais provocadas por vírus, levam à inflamação do fígado alterando o seu funcionamento. Os tipo de vírus hepáticos são o A,B,C,D e E. Normalmente esta doença é assintomática [31].

Cancro

O cancro resulta da divisão descontrolada das células. As células que resultam dessa divisão têm a capacidade de invadir tecidos diferentes daqueles que lhe deram origem. Existem dois tipos de cancro no fígado: os que têm origem no fígado e aqueles que resultam de metastases provenientes de outras partes do corpo (por exemplo, cólon, peito e pulmão). Dos cancros que têm origem no fígado distinguem-se o carcinoma hepatocelular (mais comum em adultos); cancro do duto biliar (originado nos pequenos tubos da bÍlis); angiossarcomas e hemangiossarcomas (taxa de crescimento muito rápida devido à sua presença no fluxo sanguíneo); hepatoblastoma (maior incidência em crianças com idades inferiores a 4 anos) [32].

3.1 Imagiologia TEP/TAC do Fígado

Uma vez explicadas as metodologia de aquisição das diferentes modalidades, aqui são discutidas as imagens que contém o fígado que resultaram dessas aquisições.

3.1.1 Cortes imagiológicos

Os vários cortes que contém fígado estão ilustradas na figuras seguintes. As imagens foram obtidas usando o programa RadiAnt DICOM Viewer(64-bit).



Figura 3.3: Exemplo de cortes coronais, sagitais e axiais contendo o fígado em TAC.

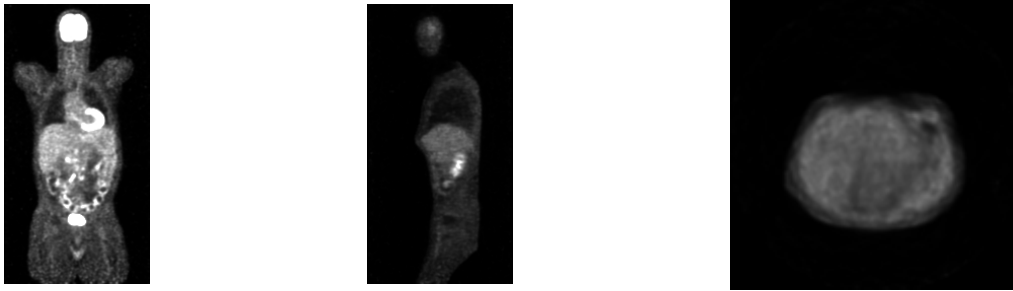


Figura 3.4: Exemplo de cortes coronais, sagitais e axiais contendo o fígado em TEP.

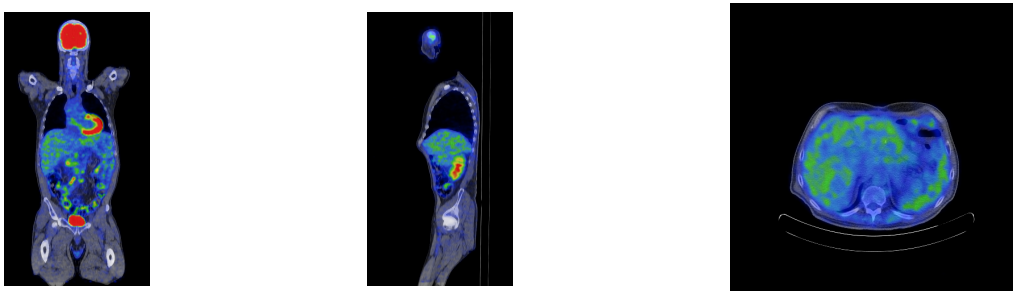


Figura 3.5: Exemplo de cortes coronais, sagitais e axiais contendo o fígado em TEP/TAC.

3.1.2 Tomografia Axial Computarizada

Nesta secção serão referidos os aspetos importantes a ter em conta na segmentação do fígado. Em primeiro lugar é indicado como a atenuação caracteriza a imagem. De seguida é explicada a diferença entre exames de TAC de baixa dose com ou sem contraste melhorado. Por fim é mostrado de que forma a espessura da secção pode afetar a segmentação.

Unidades Hounsfield

Através da realização do exame de TAC são obtidos os valores de atenuação do feixe de raio-x. Para quantificar o grau de atenuação que uma dada estrutura provoca, recorreremos ao cálculo de Unidades Hounsfield (UH). Para calcular os valor de UH utiliza-se a equação 3.1 [4]. Na tabela 3.1 estão indicadas as UH para cada órgão.

$$UH_{tecido} = 1000 \times \frac{\mu_{tecido} - \mu_{\acute{a}gua}}{\mu_{\acute{a}gua}} \quad (3.1)$$

Tabela 3.1: Unidades Hounsfield para cada estrutura (adaptado de [9, 36, 37]).

Estrutura	Unidades Hounsfield
ar	-1000
pulmões	-950 a -550
gordura	-100 a -80
água	0
osso esponjoso	50 a 200
osso denso	250
rins	20 a 40
coração	40 a 100
sangue	50 a 60
fígado	50 a 70
pâncreas	30 a 50

Modos de aquisição

Na imagiologia de TAC a dose de radiação que incide no doente influencia o resultado das imagens obtidas. Poletti, P.A. e seus colegas no artigo [33] estudaram a diferença das imagens quando usada a dose padrão e uma dose mais baixa. Um dos resultados é a figura 3.6.

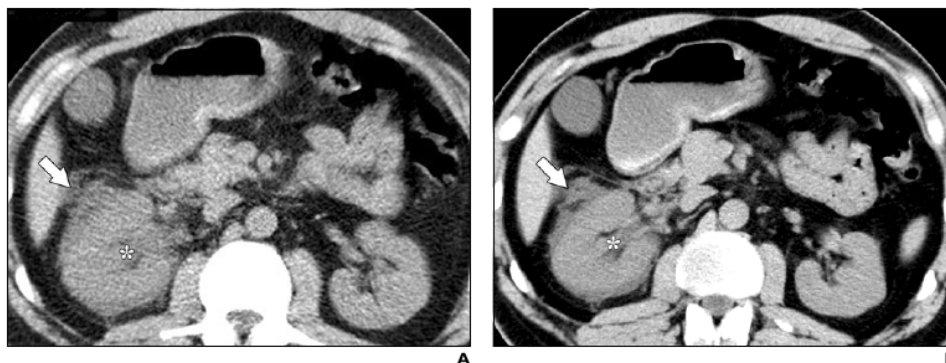


Figura 3.6: Diferença entre imagens do abdómen com dose padrão e baixa dose. A seta aponta para a gordura perirenal e o asterisco localiza uma dilatação do sistema pielocalicial. *A* - baixa dose, 120kV, 30mAs, passo de 1,25 e colimação de 5mm. *B* - dose padrão, 120kV, 180mAs, passo de 1 e colimação de 5mm.

As diferenças das imagens resultantes da aquisição com doses diferentes, pode facilitar ou dificultar (dose padrão e baixa dose, respetivamente) a discriminação de fronteiras entre diferentes estruturas na imagem.

Diferença entre exames de baixa dose com ou sem contraste melhorado

Existem situações, em exames de TAC de baixa dose, em que as diferenças dos valores Hounsfield nos tecidos são baixas, levando a algumas dúvidas na sua discriminação. Para resolver esta situação pode ser administrada de forma oral ou intravenosa um agente de contraste, normalmente um agente iodado. Este acumula-se em órgãos e tecidos provocando maior atenuação do feixe no mesmo [10]. Na figura 3.7 pode ser observado uma melhor definição de limites das estruturas em *B* em relação à imagem *A*.

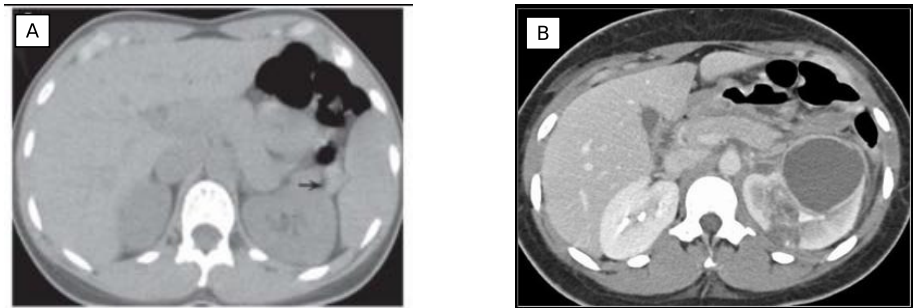


Figura 3.7: Efeito do agente de contraste. A imagem *A* é uma imagem de baixa dose; em *B* imagem com o agente de contraste [34, 35].

Um dos sistemas imagiológicos existentes no Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde (ICNAS) é o TEP/TAC. Quando este exame é realizado, os exames de TAC não têm contraste melhorado e são de baixa dose. A informação deste exame ajuda na correção do fator de atenuação, se o exame de TAC for realizado com contraste vai provocar uma sobre-estimação nos valores de atividade no TEP, quando a correção dos dados é feita [10].

O uso de exames de TAC de baixa dose na segmentação do fígado dificulta bastante essa tarefa. Observando as figuras 3.8a, 3.8b e 3.8c pode ser verificada a dificuldade existente na definição de fronteiras entre o fígado e estômago, coração e músculo intercostal. Apesar de existir uma pequena linha, nem sempre contínua, com pixels com menores valores de UH, essa informação não é suficiente para uma separação completa e correta, devido aos órgãos vizinhos do fígado possuírem valores UH muito próximas às deste (tabela 3.1).

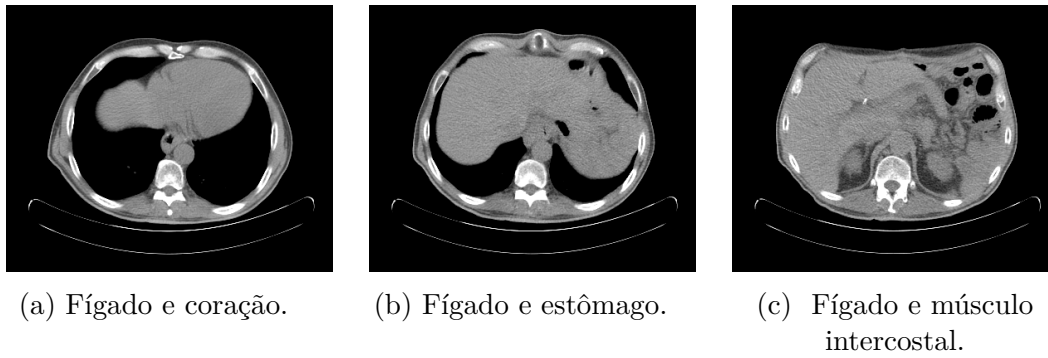


Figura 3.8: Comparação do fígado com os órgãos adjacentes através de imagens de TAC de baixa dose.

Efeito da Espessura das Secções

Inicialmente foi questionado se a espessura de cada secção do exame poderia ter alguma influência na definição da fronteira.

Foram analisados exames de 1 e 5 *mm* de espessura de três pacientes. Em conclusão a espessura não tem influência na definição da fronteira, apenas possuindo mais informação anatômica.

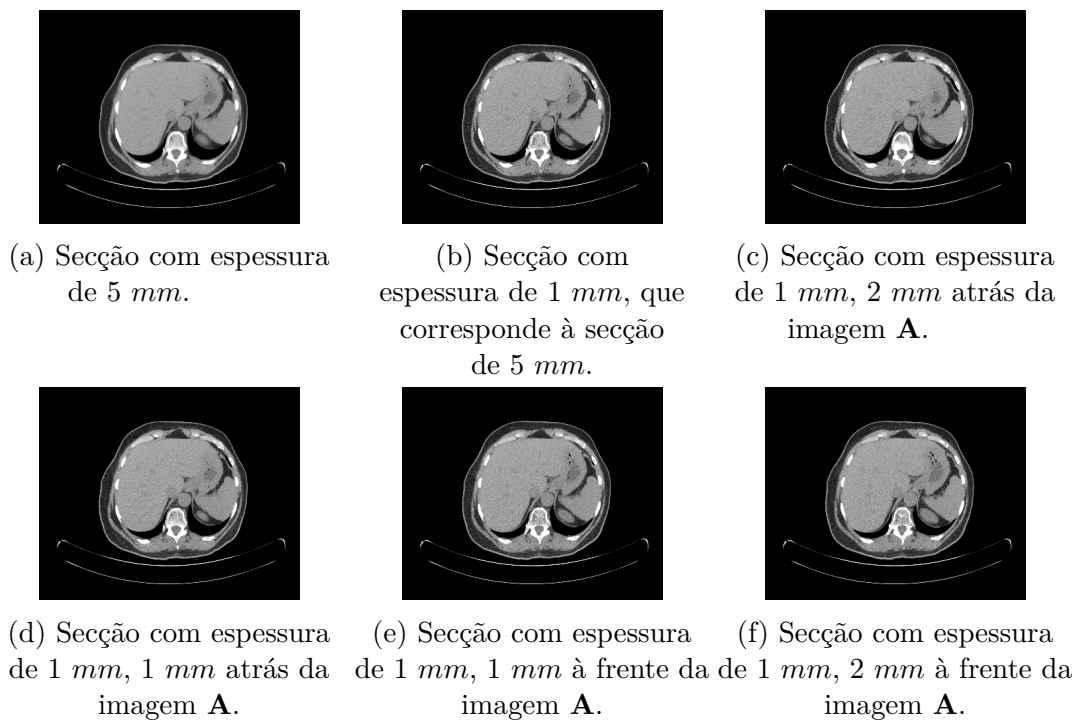


Figura 3.9: Comparação de uma secção de 5 mm com as 5 secções de um 1 mm correspondentes num exame de TAC de baixa dose.

A imagem com 5 mm de espessura corresponde a 5 secções num exame de 1 mm .

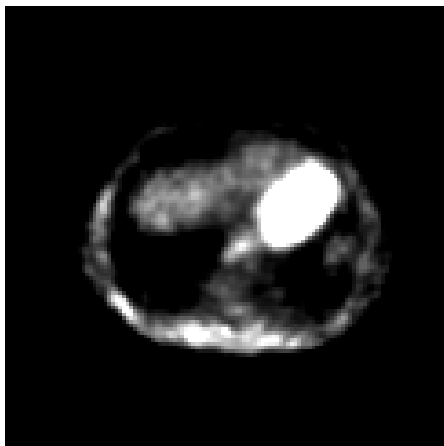
Considerando que a figura 3.9b corresponde na realidade à secção da 3.9a, observamos que não existem diferenças com interesse a apontar.

3.1.3 Tomografia por Emissão de Positrões

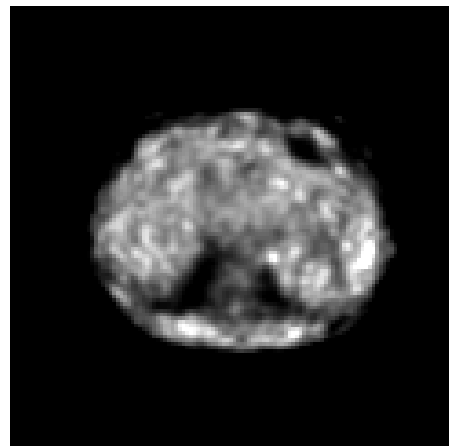
A modalidade de TEP é uma modalidade de imagem quantitativa que relaciona a concentração de radioatividade presente numa região em relação à dose que foi administração e ao peso do paciente (equação 3.2), esta relação é designada por Valores de Captação Padronizados (VCP) [9].

$$VCP = \frac{\text{Concentração da radioatividade na região de interesse}}{\text{Dose administrada(Bq)/Peso do paciente(g)}} \quad (3.2)$$

Como foi referido no capítulo 3, uma das funções do fígado é a regulação da glicose no organismo. Assim quando é utilizado o FDG em exames de TEP podemos classificar o fígado como um órgão captante. No entanto são encontradas as mesmas dificuldades para a segmentação em TAC (secção 3.1.2), à excepção do músculo. Além destas dificuldades a atividade no fígado pode variar muito entre as secções e mesmo na própria secção.



(a) Fígado e coração.



(b) Fígado e estômago.

Figura 3.10: Comparação do fígado com os órgãos adjacentes através de imagens de TEP.

Capítulo 4

Segmentação de Imagem

4.1 Técnicas de Segmentação

A segmentação em imagem é uma área em grande desenvolvimento tanto a nível da medicina como a nível da visão por computador. O objetivo destas técnicas é conseguir identificar os pixels(ou voxels) que pertencem a um dado objeto na imagem com a finalidade de estudá-los com maior pormenor (no âmbito da medicina), ou mesmo para tarefas de reconhecimento. Existem inúmeros métodos, alguns dos quais serão descritos nesta secção, capazes de extrair as características pretendidas da imagens mesmo em tempo real.

4.1.1 Limiares (Thresholding)

A aplicação de limiares a uma imagem é a técnica de segmentação mais simples e também uma das menos robustas. A imagem é um conjunto de pixels (conjunto de pontos regulares que formam a imagem) aos quais estão associadas medidas de intensidade, por exemplo. Através da análise do histograma da imagem é possível ver como as intensidades estão distribuídas.

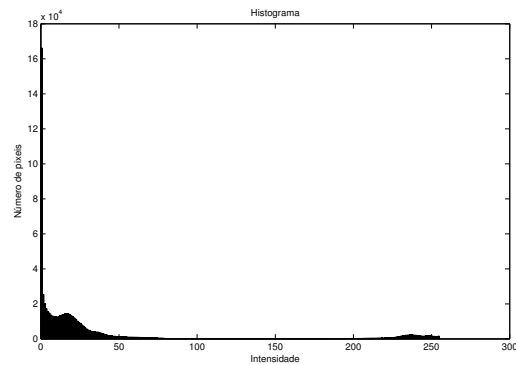
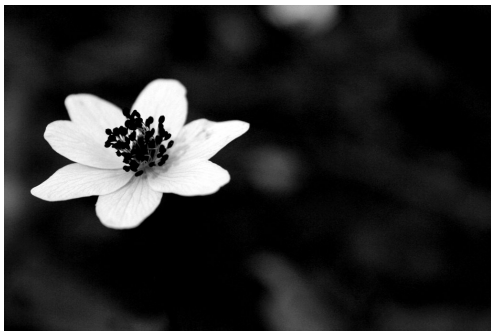
Limiar Estático

Um limiar estático é definido com a aplicação de limiares de níveis de cinzento (por exemplo), não tendo em conta a luminosidade [38].

Utilizando como exemplo a figura 4.1a, se o objetivo é isolar a flor, analisando a ima-

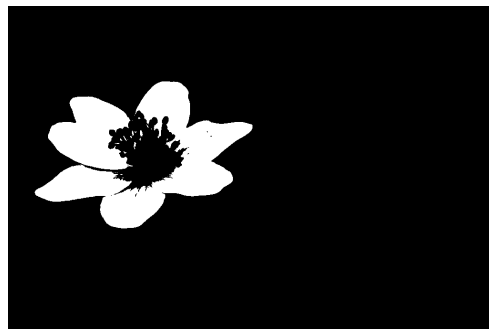
gem e o seu histograma é possível definir o intervalo de intensidades onde ela se encontra. A flor tem cor clara, logo os níveis de cinzento dela estão mais próximos de 255 do que de 0. Por outro lado, a quantidade de pixels presentes na flor é menor quando comparada com os pixels que compõem o fundo. Tendo esta informação e analisando o histograma da imagem (figura 4.1b) pode ser definido um intervalo, por exemplo de 200 a 255. Cada pixel da imagem vai ser comparado com o intervalo permitido e se esse pixel se encontrar dentro do mesmo vai ter como novo valor o 1. Por outro lado, se estiver fora desse intervalo vai ter como valor o 0, tendo como resultado a figura 4.1c .

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{se } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{se } f(x, y) < T \end{cases} \quad (4.1)$$



(a) Imagem original.

(b) Histograma da imagem.



(c) Imagem obtida depois da aplicação de um limiar.

Figura 4.1: Limiar estático.

Este tipo de limiar é usado quando os objetos são facilmente distinguíveis devido às in-

tensões bem definidas. Se a imagem tiver pouco contraste é difícil encontrar o intervalo de limiares que melhor se adapte, porque não há um pico definido como no histograma da figura 4.1b. Os picos podem estar sobrepostos sendo difícil definir um limiar. O mesmo se aplica quando existem objetos diferentes que se encontram juntos com níveis de cinzentos próximos e/ou semelhantes [39].

Limiar Adaptativo

Este tipo de segmentação é usado quando na mesma imagem existe diferente luminosidade. Se numa imagem existem vários objetos com luminosidade diferente, através de um limiar estático parte deles são perdidos. Aplicando um limiar adaptativo, a imagem vai ser analisada por regiões. Para cada região o limiar vai ser diferente tendo em conta a sua luminosidade. Em casos extremos a análise é feita pixel a pixel (figura 4.2) [38].



Figura 4.2: Limiar adaptativo. *a)* imagem original; *b)* resultado obtido depois da aplicação de um limiar estático; *c)* resultado da aplicação do limiar adaptativo por regiões; *d)* resultado obtido pela aplicação do método a nível do pixel [38].

4.1.2 Detecção de Arestas

A detecção de arestas é outra abordagem usada na segmentação de imagem para reconhecimento de objetos. A aresta é a zona que se encontra realçada devido à diferença abrupta de intensidades entre objetos e/ou o fundo da imagem [40]. Existem vários métodos que permitem essa detecção.

Gradiente da Imagem

As descontinuidades dos objetos da imagem podem ser detetadas quando são calculadas as primeiras derivadas da imagem (equação 4.2). Em áreas onde a intensidade

não varia muito, o valor da primeira derivada será próximo de zero e em áreas onde as intensidades têm uma grande variação o valor da derivada será elevado em módulo[41].

$$\nabla f = \begin{bmatrix} \nabla G_x \\ \nabla G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Operador de Roberts

É um operador de gradiente espacial 2D que usa máscaras de convolução 2x2. O resultado da sua aplicação é o realce de regiões de alta frequência espacial, as arestas do objeto. No entanto tem como desvantagem a sua assimetria, pois para arestas com a mesma magnitude, o seu realce depende da direção a que se encontram. É muito sensível ao ruído e produz respostas fracas quando as arestas são difíceis de identificar [39, 41].

$$G_x = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Operador de Prewitt

Comparado com o operador de Roberts, este possui mais informação da imagem porque a sua máscara é 3x3. Isto leva à redução do ruído. É um operador de gradiente espacial 2D em que as suas derivadas realçam as arestas horizontais e verticais [39].

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Operador de Sobel

Este operador é semelhante ao operador Prewitt. A diferença entre eles são os valores

das segunda linha e segunda coluna do G_x e do G_y , respetivamente. É devido a esta diferença que o operador de Sobel é melhor na redução do ruído [39], ou seja, a probabilidade de existir falsas arestas devido ao ruído da imagem, é menor.

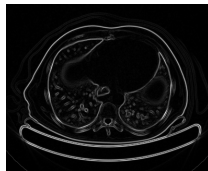
$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Operador Canny

O operador de Canny envolve vários passos. O primeiro é a remoção do ruído da imagem através da aplicação de uma convolução com máscara gaussiana. O próximo passo é a utilização de um operador de arestas referidos nesta secção. Finalmente é usado o método de histerese [39] para que as arestas não sejam interrompidos. Este operador apresenta melhores resultados quando comparado com os anteriores, porque usa pouca informação de ruído.



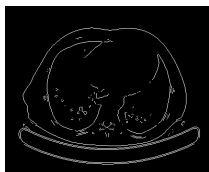
(a) Imagem original.



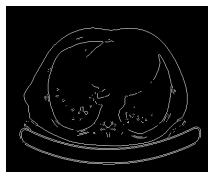
(b) Operador Gradiente.



(c) Operador Roberts.



(d) Operador Prewitt.



(e) Operador Sobel.



(f) Operador Canny.

Figura 4.3: Apresentação da imagem original e dos resultados obtidos através da aplicação dos diferentes operadores.

4.1.3 Segmentação Baseada em Regiões

Neste tipo de segmentação, apenas as regiões que estão conectadas e com características semelhantes são produzidas. Isto tem como vantagem a não necessidade de pós-processamento adicional [39]. Em relação às regiões conetadas, é importante esclarecer como os pixels estão ligados. Cada pixel está rodeado por vizinhos. A nível 2D um pixel pode ter quatro ou oito vizinhos (ver figura 4.4). A nível 3D podem existir seis, dezoito ou vinte seis (ver figura 4.5). Os vizinhos estão ligados ao pixel central através das arestas e/ou vértices e o voxel (elemento de volume que representa o valor de uma malha regular no espaço tridimensional) através das suas faces e/ou vértices.



Figura 4.4: Representação dos vizinhos a 2D.a) pixel com 4 vizinhos; b) pixel com 8 vizinhos [42].

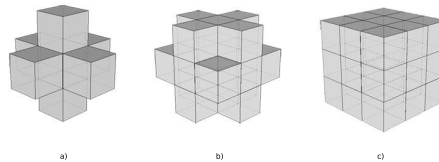


Figura 4.5: Representação dos vizinhos a 3D.a) voxel com 6 vizinhos b) voxel com 18 vizinhos; c) voxel com 26 vizinhos [43].

4.1.3.1 Crescimento por Regiões

Este método é, em geral, mais robusto que os anteriores. Permite a divisão da imagem em regiões com características semelhantes, por exemplo cria regiões com textura semelhante ou com intensidades dentro de um determinado intervalo. Para que esta divisão ocorra é necessário colocar sementes na imagem, ou seja, identificar na imagem pontos onde a região vai começar a crescer. Cada região cresce tendo em conta as características dos seus vizinhos e o critério de homogeneidade escolhido. As características de cada

pixel vizinho da região vão ser comparadas com esse critério. Se obedecem a esse critério os pixels são adicionados à região, se não se inserem no critério, esse vizinho não entra na região. Este processo passa várias iterações até todos os pixels da imagem serem comparados com cada região definida [45].

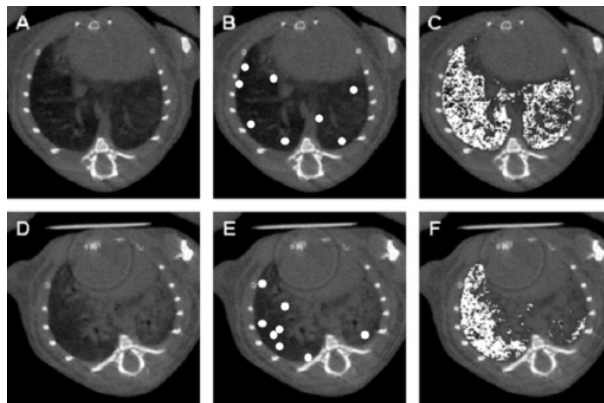


Figura 4.6: Crescimento por Regiões. *A* - imagem original com boas diferenças de intensidade; *B* - Os pontos brancos representam as sementes; *C* - resultado após algumas iterações; *D* - a mesma imagem que em *A* mas com menores diferenças de intensidade; *E* - Marcação das sementes; *F* - resultado após algumas iterações [44].

4.1.3.2 Divisão e fusão

Tal como no método de crescimento por regiões, existe um critério de homogeneidade para segmentar os objetos da imagem. Neste caso não existem sementes a partir das quais a região cresce. É estudada a homogeneidade da imagem, se ela se enquadra no critério, não é alterada. Se não se enquadra, é dividida em regiões. Para cada região é feito o mesmo processo até que todas as regiões resultantes tenham boa consistência intra-região. De seguida, das regiões resultantes, unem-se aquelas que têm semelhança entre si [45].

4.1.3.3 Agrupamentos

É um método de organização de informação em diferentes grupos tendo em conta as semelhanças num determinado espaço, por exemplo euclidiano. Este modo é não supervisionado, uma vez que não tem nenhuma informação à *priori* (probabilidades, classes e pesos de medidas) [38, 46].

4.1.4 Bacia Hidrográfica(Watershed)

Uma imagem com níveis de cinzento pode ser vista como uma superfície topográfica. Fazendo uma analogia a um terreno com várias bacias, hidrográficas, quando chove, a água escorre para as bacias inundando-as até chegarem à zona plana. Quando as águas provenientes das diferentes bacias se encontram na planície formam linhas divisoras de água, que separam as diferentes bacias. Aplicado a uma imagem, quando calculamos o gradiente observamos zonas escuras, que representam a bacia, e zonas claras. As zonas escuras vão ser preenchidas e entre elas são criadas linhas divisoras de água.

O resultado deste método nem sempre é o esperado, uma vez que quando é calculado o gradiente da imagem é tido em conta o ruído, levando a uma segmentação demasiado abrangente. Se for aplicado um filtro antes do cálculo do gradiente, as arestas são esbatidas, dificultando o calculo das linhas divisoras de água [39, 47].

Para reduzir o excesso de segmentação podem ser usados marcadores. O problema aqui é saber qual a melhor posição para obter uma boa segmentação. Com a existência de marcadores, a "inundação" vai começar onde os marcadores se encontram. Se a água atinge uma outra bacia sem marcador ela é inundada. Se a água atinge uma bacia com marcador resulta uma linha divisora de águas [38].

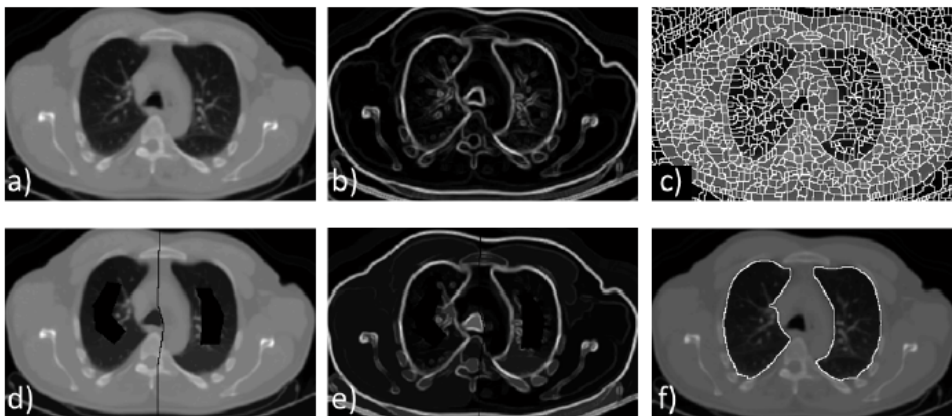


Figura 4.7: Método Bacias Hidrográficas: *a)* - imagem original; *b)* - gradiente da imagem *a)*; *c)* - resultado da aplicação do método sem usar marcadores; *d)* - imagem original com marcadores (divisão entre os dois pulmões e as barras pretas na imagem) *e)* - gradiente da imagem *d)*; *f)* - resultado da aplicação do método com marcadores [8].

4.1.5 Contornos Ativos (Active Contour)

O princípio de funcionamento dos contornos ativos (também designados por "snakes") está inserido na deformação de uma curva paramétrica até esta se adaptar às fronteiras do objeto presente na imagem. A adaptação da curva às fronteiras é conseguida através do processo de minimização de energia, definida como o somatório da energia da imagem com a energia da curva, que serão definidas mais à frente.

Em termos matemáticos, o domínio da imagem é definido por Ω enquanto que a curva é definida como C , tendo o conjunto de pontos $p = (x, y) \in \Omega$, onde x e y são as coordenadas cartesianas. No domínio paramétrico, s , $C(s) = \{x(s), y(s)\}$, em que $x(s)$ e $y(s)$ são os pontos da curva depois da primeira iteração.

A energia que é associada à, também designada como interna (E_{int}) corresponde à energia que é aplicada à curva para que a sua suavidade seja mantida ao longo das iterações. A descrição matemática está representada nas equações 4.6 e 4.7.

$$E_{int}(C) = - \int_0^1 e_{int}(C(s)) ds \quad (4.6)$$

$$e_{int}(C(s)) = \alpha(s) \left| \frac{\partial C}{\partial s} \right|_s^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 C}{\partial s^2} \right|_s^2 \quad (4.7)$$

Na equação 4.7 a primeira derivada determina a distância entre pontos sucessivos, enquanto que a segunda derivada corresponde à suavidade na direção normal à curva. Os parâmetros β e α determinam os pesos de cada uma delas.

A energia externa ou energia da imagem contém a informação das características da imagem (I), sendo o mais usado o gradiente da imagem (\hat{I}) ao longo da curva.

$$E_{ext}(C) = - \int_0^1 |\Delta \hat{I}(C(s))|^2 ds \quad (4.8)$$

$$\hat{I} = G_\sigma * I \quad (4.9)$$

O G_σ é o kernel Gaussiano que ao convoluir com a imagem, resulta na ênfase das características mais revelantes (componentes de baixa frequência).

A energia a minimizar, $E(C) = E_{ext}(C) + E_{int}(C)$, que resulta da adaptação da curva às fronteiras da imagem [48].

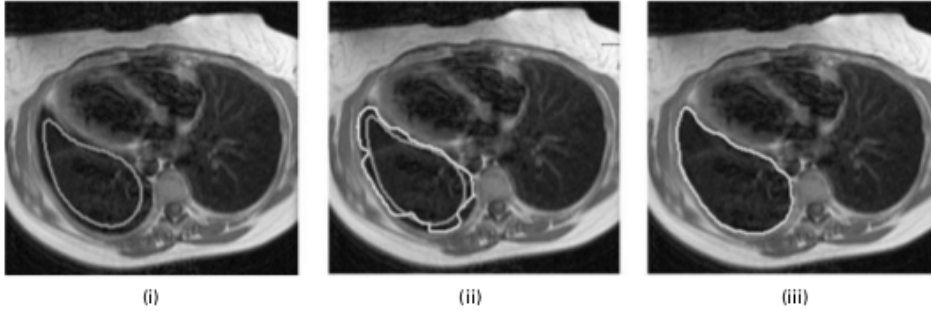


Figura 4.8: Exemplo da evolução de um contorno [39].

4.1.6 Função de Nível (Level-set)

Nesta técnica, tal como no método de contornos ativos, existe uma curva inicial representada por $\phi(x, y) : \Omega \rightarrow \mathfrak{R}$ e designada por função de nível em que:

$$C = \{(x, y) : \phi(x, y) = 0\}, \forall (x, y) \in \Omega$$

À imagem que vai ser tratada é aplicada uma grelha de pontos aos quais vai ser aplicada uma função de nível que é dada pela expressão 4.10, em que F é a função velocidade que depende da média de curvatura (k) e da constante de velocidade (ν). O parâmetro ε controla a regularidade e robustez da curva (equação 4.11).

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + F |\nabla \phi| = 0 \tag{4.10}$$

$$F = \nu + \varepsilon k(\phi(x, y)) \tag{4.11}$$

Tal como nos contornos ativos, neste método também é adicionada uma energia externa, a energia da imagem, que é dada pela equação 4.12. As variáveis λ e ν são constantes e L e A são definidos nas equações 4.13 e 4.14, respetivamente,

$$\varepsilon_{g,\lambda,\nu}(\phi) = \lambda \mathcal{L}_g(\phi) + \nu \mathcal{A}_g(\phi) \tag{4.12}$$

$$\mathcal{L}_g(\phi) = \int_{\Omega} g\delta(\phi) |\nabla\phi| dx dy \quad (4.13)$$

$$\mathcal{A}_g(\phi) = \int_{\Omega} gH(-\phi) dx dy \quad (4.14)$$

onde δ e H são a constante univariável de Dirac e a função Heaviside, respetivamente. A função que possui a informação da imagem está definida na equação 4.15, em que I representa a imagem e G_{σ} é o kernel guassiano. Esta energia obriga a função de nível a aproximar-se das fronteiras da imagem.

$$g = \frac{1}{1 + |\nabla G_{\sigma} * I|^2} \quad (4.15)$$

A energia total é então dada pela equação 4.16

$$\varepsilon(\phi) = \mu\mathcal{P}(\phi) + \varepsilon_{g,\lambda,\nu} \quad (4.16)$$

A função $\mathcal{P}(\phi)$ representa a penalização da evolução da curva, também designada como energia interna. A função de nível obriga a curva a avançar uma distância d , mas essa distância é penalizada através da função $\mathcal{P}(\phi)$. Tal como nos contornos ativos o objetivo é a minimização da energia ε [49, 50].

4.1.7 Modelo de Forma Ativa (Active Shape Model)

Este método tem em atenção os pontos (x, y) da imagem, que representam as características mais relevantes do objeto. Existe um base de imagens (s) com os pontos característicos marcados manualmente. Através dessa base é possível identificar pontos característicos de uma nova imagem.

$$\mathbf{x} = (x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_n, y_n)^T \quad (4.17)$$

Ao conjunto dos pontos da base de dados é aplicada a Análise das Componentes Principais (ACP) para gerar o Modelo de Forma Ativa (MFA). São necessários três passos:

1. Cálculo da média da forma do objeto

$$\bar{x} = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s x_i \quad (4.18)$$

2. Cálculo da Covariância

$$S = \frac{1}{s-1} \sum_{i=1}^s (x_i - \bar{x})(x_i - \bar{x})^T \quad (4.19)$$

3. Cálculo dos vetores e valores próprios

$$x = \bar{x} + \Phi b \quad (4.20)$$

A variável s corresponde ao número de formas presentes na base, b define o conjunto de parâmetros do modelo e Φ contém os vetores próprios.

Através do modelo de aparência local, é calculada a nova forma até encontrar o melhor ajuste. Este modelo descreve as características da imagem para cada ponto característico [51, 52].

4.1.8 Modelo de Aparência Ativa (Active Appearance Model)

Este modelo usa informação do método MFA, ou seja, informação acerca da forma do objeto onde são marcados os pontos característicos. Também contém informação acerca da textura do objeto, equação 4.21, onde g é a textura do objeto, α e β correspondem à média e à variância da textura, respetivamente e finalmente $\mathbf{1}$ é um vetor preenchido com o valor 1, com o mesmo comprimento que g .

$$g = \frac{(g_i - \beta \cdot \mathbf{1})}{\alpha} \quad (4.21)$$

No domínio do ACP:

$$g = \bar{g} + \Phi_g b_g \quad (4.22)$$

Depois da análise do ACP o subespaço da aparência pode ser descrito pelas seguintes

expressões:

$$x = \bar{x} + Q_x \cdot c \quad (4.23)$$

$$g = \bar{g} + Q_g \cdot c \quad (4.24)$$

Aqui c é o vetor que controla os parâmetros da aparência e Q_x e Q_g são as matrizes que descrevem os modos de variação das derivadas do treino.

Depois de criado o modelo, é feito o ajuste da nova imagem, em que o objetivo é diminuir a diferença entre a textura da imagem original e da criada pelo método.

$$\delta p = R \cdot r(p) \quad (4.25)$$

$$r(p) = g_c - g_m \quad (4.26)$$

Onde p é o vetor que combina os parâmetros de aparência, da pose e da textura, g_c o vetor amostra da imagem original e g_m da imagem modelo. A precisão do ajuste do modelo é avaliada através da média dos erros ponto-a-ponto entre o modelo criado e a imagem original [53, 54].

4.1.9 Segmentação Baseada em Atlas (Probabilistic Atlas)

Para a aplicação deste método é necessário ter uma base de dados com imagens previamente segmentadas, com a descrição das localizações dos vizinhos e as relações anatómicas da imagem em diferentes indivíduos, designado por Atlas. Quando é necessário segmentar uma imagem é feito o seu registo, o alinhamento do atlas com essa imagem. Depois segue-se o processo de fusão em que as características do atlas são transferidas para a imagem. Por fim é feita a segmentação. Através dos critérios de similaridade o melhor ajuste vai ser encontrado [55, 56].

A vantagem deste método é obtenção de uma boa segmentação mesmo que os objetos tenham uma má relação entre regiões e intensidades.[57]

4.2 Estado de Arte

Na modalidade de TAC são muitos os estudos para a segmentação do fígado em 2D, já em 3D o número de estudos é menor. No entanto, analisando os artigos publicados, a maioria dos estudos têm sido feitos em exames de TAC com melhoramento de contraste, já trabalhos de segmentação em exames com baixa dose de contraste são escassos. Nesta secção estão descritos estudos de segmentação do fígado 3D em TAC realizados entre 2008 e 2012.

A maioria dos estudos usando a informação de TEP englobam tumores, sendo difícil encontrar estudos de segmentação de órgãos. Apesar do estudo de lesões ser muito importante, aqui apenas serão referidos os estudos realizados acerca da segmentação do fígado, pois é o grande objetivo deste trabalho.

Na pesquisa feita acerca da imagiologia híbrida os artigos encontrados servem-se desta com o objetivo de segmentar exames de TAC tendo em conta a informação da modalidade TEP. Nesta secção são referidos três estudos que segmentam exames de TAC de baixa dose com recurso a esta modalidade.

4.2.1 Tomografia Axial Computarizada

Okada T., Shimada R. em 2008, apresentaram um método automático para segmentação do fígado a nível 3D, Atlas Probabilístico (AP) e MFA. Através do método AP é obtida a primeira região de fígado que será a região inicial a sofrer ajuste através do MFA. Este método foi testado em vinte e oito secções com $2,5mm$. Como resultados foram obtido $89,2 \pm 1,4\%$ de sobreposição de regiões e uma distância média de erro de $1,36 \pm 0,19mm$ [58].

Liu J., Hu Q. em 2008, apresentaram um outro método a 3D em imagens com contraste melhorado. Foram usados quatro conjuntos de imagens segmentadas pelo método MFA, após ter sido feita uma limiarização supervisionada em relação aos níveis de cinza, foi aplicado o método de agrupamento *K-means*. Como resultados obtiveram uma média de $11,73\%$ de falsos negativos e $0,15\%$ de falsos positivos [59].

No ano de 2009 vários investigadores se debruçaram na segmentação do fígado.

Campadelli P., Casiraghi E. aplicaram um método automático 3D em imagens de baixa dose com base na estrutura hierárquica dos níveis de cinza. Este método foi testado em 40 imagens conseguindo os resultados: sensibilidade = $95.42 \pm 2.7\%$ e sobreposição = $94.87 \pm 3.4\%$ [60].

Yussof W. N. J. W. e Burkhardt H. introduziram um modelo híbrido para a segmentação 2D em imagens de contraste melhorado. Esta foi conseguida através do método de crescimento por regiões complementado por duas técnicas, uma baseada na morfologia para encontrar a primeira secção e a outra baseada no histograma da imagem. A percentagem de erro de sobreposição foi entre 14,31% e 26,26%. O algoritmo foi testado em quatro pacientes [61].

Zhang H., Yang L. utilizaram os modelos deformáveis para a segmentação 3D do fígado. É usada uma base de treino com informação das intensidades e da forma do fígado. O MFA é aplicado, inicialmente é usado o ACP para classificar o que é fígado baseando-se na base de treino. Uma malha 3D é criada e é calculado o intervalo do gradiente para a deformação de cada vértice. Se o intervalo ultrapassa o limite, uma força de forma é aplicada. No caso contrário a força de intensidade é aplicada. Várias iterações ocorrem até a estabilidade ser encontrada. A base de treino é composta por dez casos [62].

Fernandez de Manuel L., Rubio J. L., aplicaram um método de função de níveis com superfícies ativas. O método é aplicado juntamente com estratégia de multi-resolução para reduzir o tempo computacional. É necessária a introdução de uma semente para inicializar a superfície ativa. Esta vai adaptar-se às fronteiras até encontrar o mínimo de energia. Em termo de validação foram usados 16 secções de exames TAC que mostraram um erro de 11% entre as segmentações do radiologistas e do algoritmo [63].

Gambino O., Vitabile S. em 2010, desenvolveram um algoritmo 3D em imagens de contraste melhorado baseado no crescimento por regiões, usando a textura como característica de similaridade. Neste artigo publicado não existe avaliação quantitativa, sendo

apenas avaliado qualitativamente como uma boa segmentação [64].

Zhang X., Tian J., em 2010 propôs um método 3D baseado no MFA. A base de dados usada possui 20 exames. A forma média do fígado é encontrada através da generalização via 3D da transformada de Hough. Depois de calculada a primeira forma, esta sofre deformações até se adaptar às fronteiras. Os resultados obtidos apresentam um erro de sobreposição de cerca de $5.25 \pm 0,91\%$ [65].

Hossein B. P. S. e Qayumi K. em 2010 apresentam um algoritmo semi-automático 3D para a extração do fígado. Mais uma vez é um método que exige uma base de treino. O primeiro passo nesta segmentação estima a melhor forma do fígado. De seguida a forma evolui até encontrar o mínimo de energia e finalmente são removidas as regiões que não fazem parte do fígado, usando o mapa de bordas. Foram testados 10 exames tendo como média de resultados $11,12\%$ de erro na sobreposição de regiões [66].

Li C., Wang X. em 2010 apresentam um modelo 3D baseado em Atlas. O atlas possui informação da caixa torácica e do fígado usando 40 exames normais, 10 de baixo contraste e 30 de alto contraste. Destes, 25 compõem o treino e 15 vão ser testados. Primeiro foi estimada a localização do fígado tendo em conta o atlas construído. De seguida a distribuição de intensidades foi analisada para reduzir os tecidos que foram incorretamente identificados pelo atlas com regiões do fígado e para adicionar as regiões que foram marcadas como não pertencentes. Por fim é usado o método função de nível para completar a região do fígado baseando-se no atlas. Em termo de resultados, para os exames de baixo contraste houve uma percentagem de sobreposição de regiões de $86,9 \pm 3\%$ e com um erro de volume de $3,9 \pm 9\%$. Já em exames de alto contraste a sobreposição foi de $92,8 \pm 3\%$ e o erro de volume foi de $3,2 \pm 2\%$ [67].

Zayane O. e Jouini B. em 2011 apresentaram um método para segmentação 2D do fígado. Como primeira fase, foi aplicada uma limiarização para separar o fígado do resto da imagem, seguido da aplicação de um filtro de mediana para melhorar a imagem. Como o fígado é o maior órgão do abdómen, usa-se um algoritmo para detetar a maior região

conetada, obtendo o contorno através da aplicação do operador de Sobel. Foram usadas 10 secções para a validação apresentando resultados aceitáveis [1].

Beichel R., Bornik A. em 2012, propuseram um método baseado em cortes de gráficos em 3D. Este gera a segmentação inicial do fígado. Depois é feita uma segmentação refinada para corrigir o volume, adicionando ou removendo regiões, usando o método de bacias hidrográficas e a distância de transformação. As regiões selecionadas são convertidas num modelo em malha deformável para permitir o aperfeiçoamento através de modelos deformáveis. Este método foi testado em 20 exames com contraste melhorado de TAC e resultou num erro de sobreposição de regiões de cerca de $3,74 \pm 0,61\%$ e num distância média de erro de cerca de $1,19 \pm 0,22\%$ [68].

4.2.2 Tomografia por Emissão de Positrões

Wong K., Feng D. em 2002 propuseram um método de segmentação 2D automática de tecidos em imagens usando informação de TEP dinâmico, através da análise de agrupamentos. Estes primeiros estudos foram testados em *phantomas* usando como radiotraçador o $2 - [^{11}C]$ timina e mais tarde em imagens do cérebro de dois indivíduos e dos pulmões de um individuo usando o FDG como radiotraçador. Aqui os agrupamentos representam grupos com curva de tempo de atividades cinéticas semelhantes. Segundo estes autores os resultados foram promissores [69].

Liao J. e Qi J. em 2006 apresentaram o método função de nível também em imagens de TEP dinâmico em *phantomas*. Este método utiliza relações temporais e espaciais, segmentação 4D. Tal como Wong e seus colegas, aqui também se considera que cada região tem uma curva de tempo de atividade específica. Em termos espaciais é usada uma função de diferenças absolutas ponderadas para a correspondência de informação, aumentando a robustez e evitando demasiada divisão de alto contraste. Os resultados obtidos mostraram que esta abordagem fornece uma segmentação precisa nos órgãos testados [70].

Hsu C., Liu C. em 2008 propuseram um método de segmentação do fígado a 2D através da informação obtida em exames de TEP. O método implementado foi o Gradiente

de Fluxo Vetorial de Poisson (GFVP) com um algoritmo genético. Este foi testado em imagens de três indivíduos em que apenas um deles era saudável. Foi testado em 16 secções. O primeiro contorno é obtido através do detetor de bordas Canny em que os parâmetros são calculados pelo algoritmo genético. Depois do primeiro contorno é aplicado o método contornos ativos FVGG. Os resultados deste método foram adequados para a segmentação do fígado [71].

4.2.3 Tomografia por Emissão de Positrões/Tomografia Axial Computarizada

Li C., Fulham M. em 2009 apresentaram um método de segmentação em exames de TAC. Através da informação VCP de TEP foram separados os órgãos adjacentes ao fígado, uma vez que a informação de TAC é insuficiente para essa tarefa. Através do registo deformável as delineações de TEP são mapeadas para as imagens de TAC para a segmentação hepática. O passo seguinte é a aplicação dos modelos deformáveis. Foram usados 12 exames no estudo e pelos resultados clínicos sugerem que o algoritmo é robusto [72].

Li C., Wang X. em 2012 usaram o método de atlas probabilísticos com o mesmo objetivo. É usada a informação de TEP para remover as estruturas vizinhas, para localização e mapeamento do atlas probabilístico para a segmentação em TAC de baixa dose, para encontrar a melhor estimativa inicial da delineação com o objetivo de melhorar a convergência do algoritmo de expectativa máxima para o modelo de distribuição gaussiana sob orientação do atlas. É extraído o fígado contendo apenas a informação de TEP. Este primeiro volume orienta o atlas para a adaptação às fronteiras nos exames de TAC. Este método foi testado em 35 exames tendo sido demonstrando que o método é robusto na segmentação de fígado normal[73].

Li C., Wang X. e Chen J. em 2012 usaram o método função de níveis a 3D. Através da informação de TEP criado o volume inicial. Foi aplicado um filtro de difusão anisotrópica

ao volume de TAC para suprimir estruturas adjacentes, por fim a função de nível 3D foi aplicada. Este método foi testado em 40 estudos clínicos e foi considerado um método robusto e preciso. [74]

4.3 Conclusão

A definição da superfície que envolve o fígado não é uma tarefa fácil tendo em conta as UH próximas entre o fígado e os seus vizinhos, devido a esta característica o método de crescimento por regiões e bacias hidrográficas não são suficientes para definir corretamente as fronteiras do fígado.

Os métodos MFA, MAA e PB necessitam de uma base de dados com toda a informação acerca do fígado, dos seus vizinhos e as suas características mais relevantes. Existem algumas bases de dados online públicas com exames de TEP e TAC, mas como um dos objetivos é usar exames adquiridos pelos sistemas usados no ICNAS estes podem não ter as mesmas características que os exames que se encontram em base de dados públicas. Além disso, seria necessário ter disponíveis especialistas para definir as características do fígado e seus vizinhos.

Os contornos ativos são definidos para uma segmentação a 2D, mas a sua extensão para 3D existe e é definida pela adaptação de uma superfície ao volume da estrutura. Este é o método escolhido uma vez que não está dependente apenas das UH, tendo outras variáveis que podem ser controladas. Este método leva ao uso de limiares e deteção de arestas para auxiliar a deteção de contornos e construção da superfície que será deformada.

Capítulo 5

Metodologia

Neste capítulo são descritos os métodos usados na segmentação do fígado em 3D em TAC, TEP e TEP/TAC. É também analisado o método de validação usado.

5.1 Superfícies Ativas

O método usado para a segmentação do fígado são as superfícies ativas. As superfícies ativas são o resultado da extensão dos contornos ativos a nível 3D. Este método baseia-se na adaptação de uma superfície às fronteiras de um volume através da minimização da energia associada a ela, equação 5.3.

A superfície inicial paramétrica é descrita por [76],

$$v : \Omega = [0, 1] \times [0, 1] \rightarrow R^3 \quad (5.1)$$

$$(s, r) \mapsto v(s, r) = (v_1(s, r), v_2(s, r), v_3(s, r)) \quad (5.2)$$

A energia E é definida pela energia interna e pela energia externa através de:

$$E = \int_0^1 \int_0^1 (E_{int}(v(s, r)) + E_{ext}(v(s, r))) ds dr \quad (5.3)$$

onde r é a secção em questão, s refere-se ao ponto (x, y) nessa mesma secção e Ω representa a imagem.

A energia interna está associada às pontos que constituem a superfície e é dada por

[76]:

$$E_{int}(v(s, r)) = \alpha \left\| \frac{dv}{ds} \right\|^2 + \alpha \left\| \frac{dv}{dr} \right\|^2 + 2\beta \left\| \frac{d^2v}{dsdr} \right\|^2 + \beta \left\| \frac{d^2v}{ds^2} \right\|^2 + \beta \left\| \frac{d^2v}{dr^2} \right\|^2 \quad (5.4)$$

Onde a variável α controla a elasticidade da superfície e a variável β controla a rigidez. Assim, a energia interna está associada à suavidade da deformação da superfície. Numa forma de facilitar a implementação do algoritmo é considerado que α e β não variam ao longo do tempo. A energia externa também conhecida como energia da imagem e é calculada tendo em conta as características da imagem, ou seja, possui informação sobre a estrutura e as suas fronteiras podendo ser expressa pelas equações seguintes [77]:

$$E_{linha} = V(x, y, z) \quad (5.5)$$

$$E_{contorno} = |\nabla(G_\sigma(x, y, z) * V(x, y, z))|^2 \quad (5.6)$$

A energia de linha (E_{linha}) corresponde ao volume binário e a energia de contorno ($E_{contorno}$) fornece informação sobre fronteiras do volume. Assim a energia externa é dada por,

$$E_{ext} = -w_{linha}E_{linha} - w_{contorno}E_{contorno} \quad (5.7)$$

em que w_{linha} e $w_{contorno}$ são constantes que indicam o peso de cada componente.

O algoritmo usado para a adaptação da superfície ao volume foi o Fluxo do Vetor Gradiente Generalizado (FVGG). Os métodos tradicionais têm mostrado alguns problemas na convergência da superfície às concavidades da imagem, pelo que para ultrapassar esse obstáculo foi introduzido o Fluxo do Vetor Gradiente (FVG) com o intuito de melhorar a convergência da superfície, no entanto em concavidades longas e finas o problema mantém-se. Foi então introduzido o FVGG para a resolução dessas limitações [78].

Ao introduzir este algoritmo a formulação da E_{ext} é alterada (adaptado de [78]):

$$\varepsilon = \int \int \int g(|\nabla f|)(u_x^2 + u_y^2 + u_z^2 + p_x^2 + p_y^2 + p_z^2 + w_x^2 + w_y^2 + w_z^2) + h(|\nabla f|)|T - \nabla f|^2 dx dy dz \quad (5.8)$$

Sendo $T(x, y, z) = [u(x, y, z), p(x, y, z), w(x, y, z)]$ satisfazendo a relação $E_{ext}^2 = T(x, y, z)$, f representa o mapa de contorno, $g(|\nabla f|) = \exp(-|\nabla f|/\mu)$, $h(|\nabla f|) = 1 - g(|\nabla f|)$ e μ é o peso no grau de difusão.

Com base na solução da equação diferencial de Euler resultam as equações seguintes:

$$g(|\nabla f|)\nabla^2 u - (u - f_x)h(|\nabla f|) = 0 \quad (5.9)$$

$$g(|\nabla f|)\nabla^2 p - (p - f_y)h(|\nabla f|) = 0 \quad (5.10)$$

$$g(|\nabla f|)\nabla^2 w - (w - f_z)h(|\nabla f|) = 0 \quad (5.11)$$

Como solução de equilíbrio em vez de uma igualdade zero, usa-se uma igualdade u_t , p_t , w_t , em que t é a iteração.

$$g(|\nabla f|)\nabla^2 u - (u - f_x)h(|\nabla f|) = u_t \quad (5.12)$$

$$g(|\nabla f|)\nabla^2 p - (p - f_y)h(|\nabla f|) = p_t \quad (5.13)$$

$$g(|\nabla f|)\nabla^2 w - (w - f_z)h(|\nabla f|) = w_t \quad (5.14)$$

A superfície inicial enquadra-se dentro do volume, para que ela sofra expansão de encontro às fronteiras é necessário introduzir uma nova força, designada como força de expansão 5.15, que contém a informação das normais ao plano. São então encontrados todos os vértices da malha da superfície. Para cada triângulo que a constitui são calculados os seus vetores e através do produto cruzado entre eles é obtido o seu vetor normal.

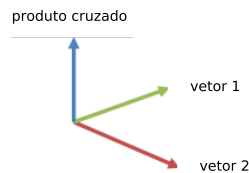


Figura 5.1: Vetor normal a dois vetores que fazem parte de um triângulo [79].

$$\vec{F}_{expansao} = k\vec{N} \quad (5.15)$$

A energia é relacionada com a força através da sua derivada (equação 5.17). Então adicionando a $\vec{F}_{expansao}$ à força externa (F_{ext}) fica :

$$\vec{F}_{ext.total} = \vec{F}_{ext} + \vec{F}_{expansao} \quad (5.16)$$

$$\vec{F}_{ext} = \frac{\partial \varepsilon}{\partial v} \quad (5.17)$$

Tendo todas as forças definidas, o próximo passo é a minimização da energia [76],

$$\frac{\partial v}{\partial t} - \vec{F}_{int} - \vec{F}_{ext.total} = 0 \quad (5.18)$$

que, sob a forma da matriz, fica:

$$(I + \tau A)V_t = V_{t-1} + \tau \vec{F}_{ext.total}(v_{t-1}) \quad (5.19)$$

em que, $(I + \tau A)$ é a solução para a energia interna, V_{t-1} são os vértices, V_t são os novos vértices resultantes de cada iteração t e τ é uma constante. O cálculo da matriz A é feito através de uma aproximação simples do Laplaciano (operador Umbrella) para cada vértice da malha tendo em conta os vizinhos.

O operador Umbrella (M_k) deriva da discretização da energia da membrana. É calculado da seguinte forma [80]:

$$M_k = \sum_{l=1}^n p_l^k c_l \quad (5.20)$$

$$p_l^k = \begin{cases} -1, & l = k \\ \frac{1}{n_k}, & \text{se } (v_k, v_l) \text{ pertencem ao triângulo} \\ 0, & \text{outros} \end{cases} \quad (5.21)$$

em que, v_k e v_l são os vértices adjacentes, p_l^k são os coeficientes, n_k é o número de vértices vizinhos e o c_l corresponde ao vértice em causa.

A matriz $(I+A)$ corresponde aos coeficientes e c_l corresponde ao V_t .

5.1.1 Segmentação do Fígado em TAC

Uma vez explicado o método usado, segue-se a ordem do trabalho realizado para a sua implementação. A segmentação pode ser dividida em três etapas: a construção da superfície inicial, a adaptação da superfície às fronteiras e o aperfeiçoamento do volume.

Na figura 5.2 está representado o fluxo do método.

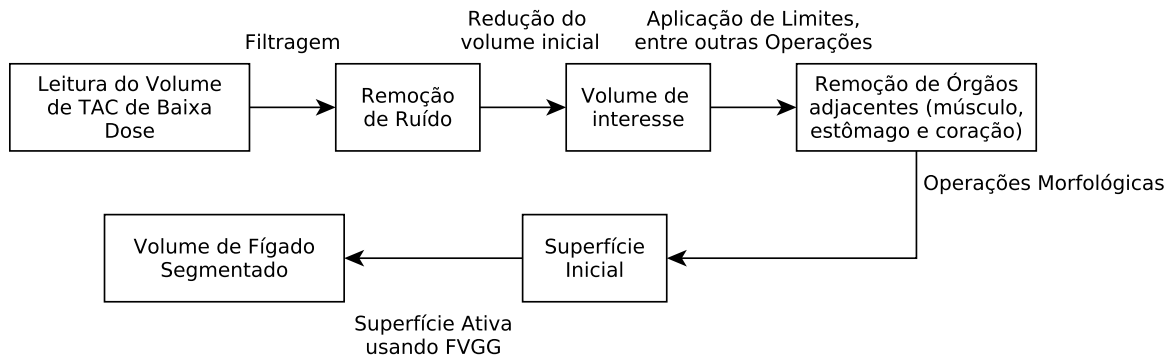


Figura 5.2: Esquema que representa os principais passos da segmentação.

Superfície Inicial

A construção da superfície inicial é o passo de maior importância neste tipo de segmentação. A sua forma é determinante para o resultado final. Desta forma, o objetivo nesta primeira tarefa é a criação de uma superfície o mais semelhante possível com a forma do fígado.

O passo seguinte é a leitura de todo o volume TAC de baixa dose e a aplicação do filtro de *Wiener* a cada secção. Este filtro preserva as fronteiras e aplica baixa suavização a regiões de alta variância e grande suavização a regiões de baixa variância [75] (ver figura 5.3). Para poder trabalhar da mesma forma em todos os exames, é verificado de que forma o exame foi feito: dos pés para a cabeça ou o contrário, sendo todos eles ordenados dos pés para a cabeça. Para as primeiras 20 secções são procuradas aquelas que possuem 3 objetos (os dois cotovelos e a cabeça). Se estes forem encontrados é admitido que o volume está organizado da cabeça para os pés, caso contrário é admitido que o volume está organizado dos pés para a cabeça. Esta informação pode encontrar-se no cabeçalho da imagem, mas não existindo, a forma como o processamento é feito funcionará para essa situações.

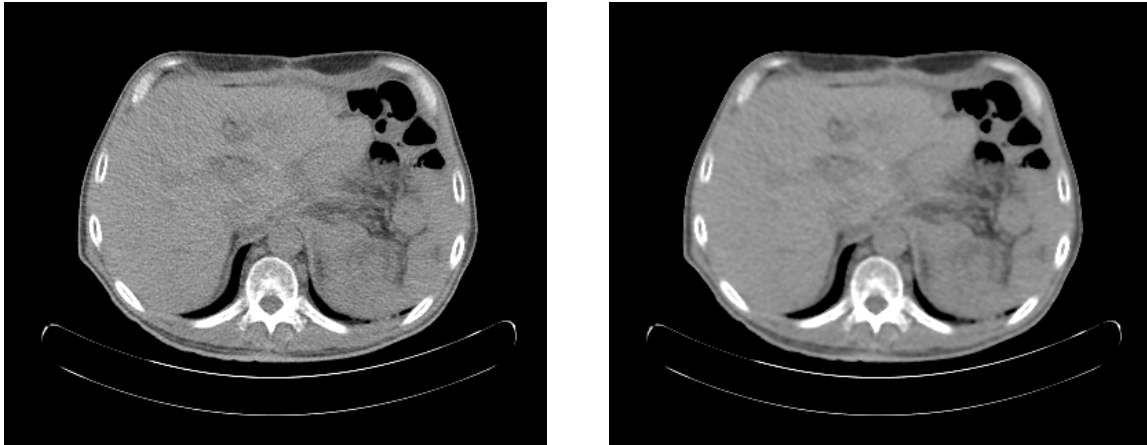


Figura 5.3: Resultado da aplicação do filtro de wiener.(a) secção original; (b) secção com aplicação do filtro de wiener com uma janela 3×3 .

O seguinte passo é a redução do volume inicial. Para isso vão ser encontrados o primeiro e o última secção transaxial onde aparece o fígado. Tendo em conta que convencionei o sentido dos pés para a cabeça, a última secção está perto da secções que contêm o coração. A todos os voxels exteriores ao corpo do paciente é atribuído o valor zero. De seguida através dos valores UH da literatura atribuído aos pulmões (secção 3.1.2) foi localizado o volume deste órgão utilizando a técnica de limiares. Foi selecionada a área máxima de pulmão ($Area_{max}$) (que se encontra aproximadamente na metade inferior, ver figura 3.1). Em todas as secções axiais seguintes, estas áreas foram colocadas a zero. Das secções anteriores, foi selecionada aquela que possui uma área próxima de um quarto da maior área do pulmão para ter garantia que a secção encontrada já inclui o fígado. Como resultado é obtido um volume binário que vai desde uma secção do fígado até à maior área de pulmão. A região de pixels, com valor 1, das secções que têm área inferior a $Area_{max} - 0,25 \times Area_{max}$ (forma mais eficaz encontrada testada em 16 volumes) são colocados a zero. O passo seguinte é encontrar a maior diferença de áreas das regiões entre as secções. Para isso é excluído o pulmão esquerdo (localizado no lado direito da imagem) atribuindo o valor zero aos pixels correspondentes (ver figura 5.4). De seguida foi calculada a razão das áreas das região entre as secções vizinhas e por fim foi encontrada a secção que corresponde à maior diferença dessa razões, sendo esta a que contém a última secção de fígado. Se a limitação de áreas não fosse usada, a maior diferença seria encontrada nas maiores secções do fígado.

Uma vez encontrado o final do fígado é necessário encontrar o seu início. Mais uma

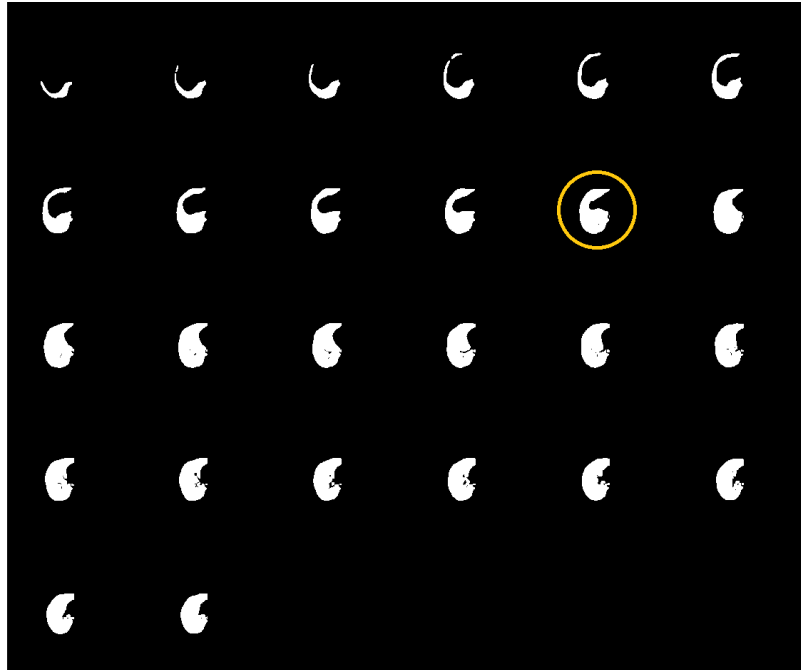


Figura 5.4: Segmentação do pulmão direito. A região rodeada pelo círculo amarelo é aquela que corresponde à última secção de fígado.

vez através da informação da literatura e usando os limiares foi localizada estrutura óssea. O fígado começa pouco abaixo do fim das costelas. Entre as costelas e a anca em termos ósseos existe apenas a coluna vertebral. Então, desde o início do volume até à primeira secção de fígado é encontrada a última secção que contém apenas um objeto, a coluna. Como os limites usados não englobam a medula espinhal, em algumas secções dá a entender que a coluna está dividida em duas partes, pelo que para evitar erros na seleção da secção são aplicados os operadores morfológicos de dilatação, aos vizinhos de cada voxel é atribuído o valor 1 ao volume e preenchimento a cada região (preencher com valor 1 a áreas a 0 dentro do objeto).

Uma vez encontrado o volume que contém todo fígado são adicionadas duas secções em cima e em cinco em baixo para ter certeza que todas as secções que pertencem ao fígado são incluídas.

A próxima fase é o isolamento do fígado em relação aos outros órgãos e estruturas (módulo "Remoção de Órgãos adjacentes (músculo, estômago e coração)" da figura 5.2).

Numa primeira tentativa de isolamento foi analisado o histograma do volume que contém a região onde se encontra o fígado. Como os exames são de baixa dose, por norma não existem valores UH correspondentes ao fígado superiores a 100 pelo que foi criada

uma região de interesse constituída pelos pixels com valores UH no intervalo de 0 a 120 (ver figura 5.5). Tendo também o número de contagens para cada valor UH foi aplicado um ajuste gaussiano de primeiro grau à região de interesse do histograma, obtendo o desvio padrão e a média da distribuição para a aplicação de limiars.

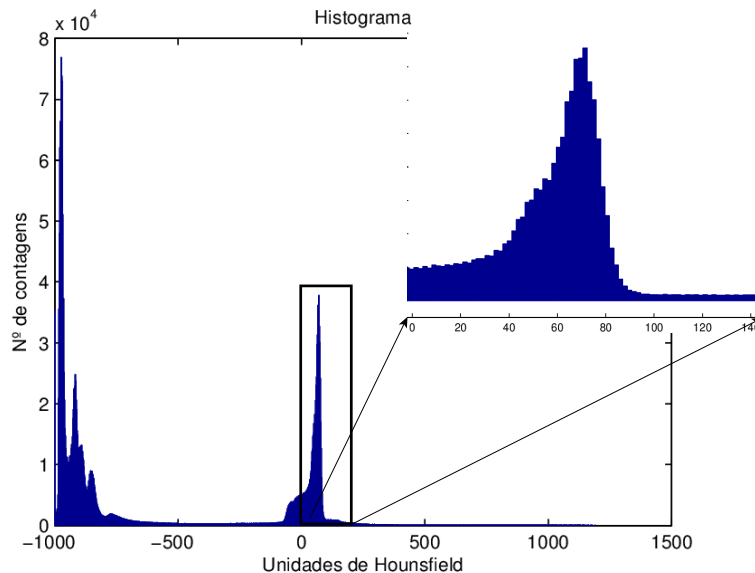


Figura 5.5: Histograma do volume resultante da redução do volume inicial. No canto superior esquerdo intervalo de valores UH que possam pertencer ao fígado.

Como já foi referido na secção 3.1.2 existem alguns obstáculos para segmentação do fígado. A remoção dos órgãos adjacentes vai ser explicada em três etapas:

Remoção de pequenos órgãos e tecidos

Como primeira etapa são aplicados limiars baseados na média e desvio padrão calculados a partir do histograma. Depois de vários estudos foram escolhidos como os melhores limites UH entre $média - 0,8 \times desvio_{padrão}$ até $média + 2 \times desvio_{padrão}$.

Remoção do coração e estômago

Os limiars usados acima não são suficientes para separar o coração e o estômago do fígado, pelo que foram aplicados limites mais apertados (intervalo de intensidades mais pequeno). No entanto um limiar mais apertado retira muita informação pertencente ao fígado, como solução este novo limiar apenas é aplicado ao volume do lado direito (desde o coração) tendo em conta o corte coronal.

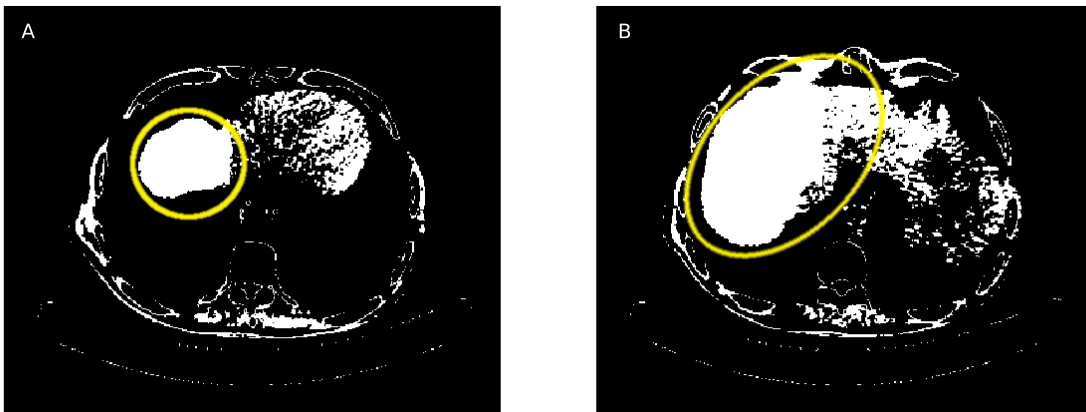


Figura 5.6: Separação do coração (A) do estômago (B) em relação ao fígado através da aplicação do limiar mais apertado. Dentro do contorno amarelo encontram-se os órgãos em questão.

Remoção do músculo

Para uma melhor compreensão da descrição que se segue é apresentada a figura 5.7. Para cada secção são encontradas as costelas utilizando limiares correspondentes ao osso e é selecionada a que se encontra mais à esquerda. Para o valor da ordenada correspondente é encontrado o início do corpo (no corte axial), criando a distância r , figura 5.7A. De seguida, todo o volume do paciente foi preenchido com valores 1, figura 5.7B, designado volume total. A cada secção do volume total são adicionados $2 \times r$ pixels a cada lado, direito e esquerdo, figura 5.7C. Ao obrigar cada secção a voltar ao seu tamanho original há uma reorganização das coordenadas dos pixels criando o efeito de diminuição do objeto original, já que as margens adicionadas estão incluídas nestas últimas, figura 5.7D. Calculando a diferença da imagem original com a imagem obtida resulta um invólucro correspondente ao músculo (figura 5.7E) que é retirada a cada secção do volume resultante dos limiares, figura 5.7F.

Depois destas etapas, apesar do coração e estômago estarem separados do fígado em cortes 2D, num volume 3D isso pode não acontecer devido à união de secções adjacentes. Então, para cada uma são removidos os objetos que possuam seu centroide entre vinte pixels antes do centro da imagem até ao final do lado direito.

Ao longo do processo são aplicadas dilatações e erosões ao volume para ajudar o processamento.

Finalmente, através da análise de componentes ligados em todo o volume, é escolhida

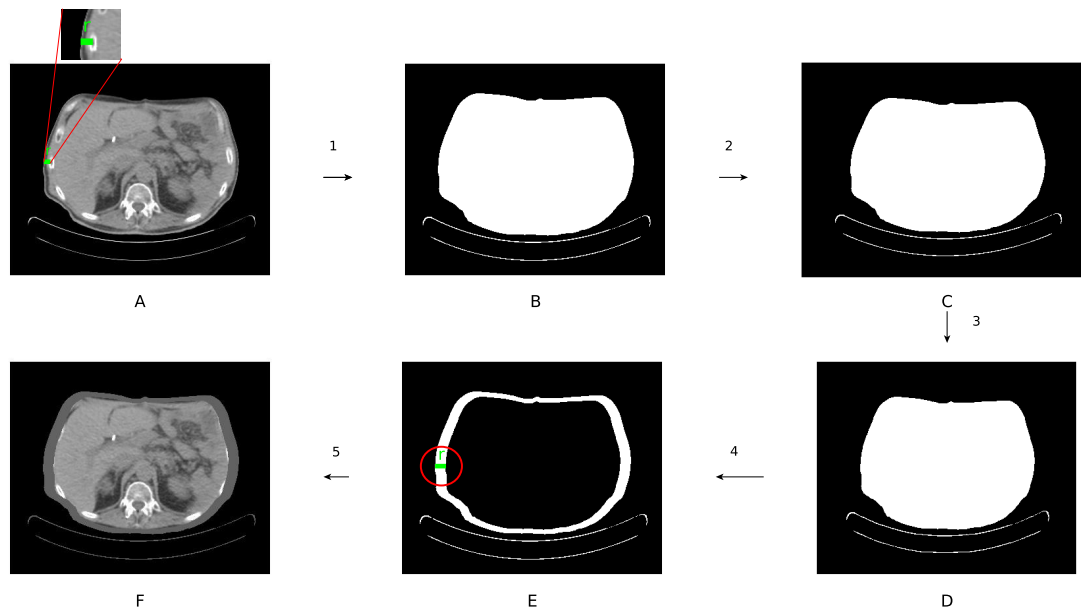


Figura 5.7: Remoção do músculo. *A* - imagem original, o segmento r representa a largura de músculo, *B* - segmentação do corpo do doente (excluindo ar) e de parte da mesa do paciente, *C* - imagem com adição da largura r a cada lado (direito e esquerdo), *D* - imagem resultante do redimensionamento da imagem *C* para o tamanho original, *E* - área de músculo que vai ser removido (diferença entre a imagem *B* e *D*), *F* - Imagem com músculo removido.

a componente com maior volume, resultando assim no volume inicial. A superfície a ser usada na adaptação ao volume de fígado apenas contém a informação dos limites do volume. Isto resulta numa malha com a forma do fígado constituída por vários triângulos.

Aperfeiçoamento do Volume

Devido à operação morfológica de erosão, as regiões mais pequenas (as primeiras secções) do fígado são eliminadas. Após a obtenção do volume final, é encontrada a última secção que foi segmentada. Tendo em conta volume de fígado sem músculo inicial e com UH é criado um novo volume que contém as secções até à última secção que foi segmentada. A esse são aplicados novos limiares e uma erosão mais suave. Tendo e conta as regiões conetadas é retirado a pequena parte de fígado segmentada e adicionada ao volume resultante do FFVG.

As figuras seguintes ilustram os resultados obtidos.

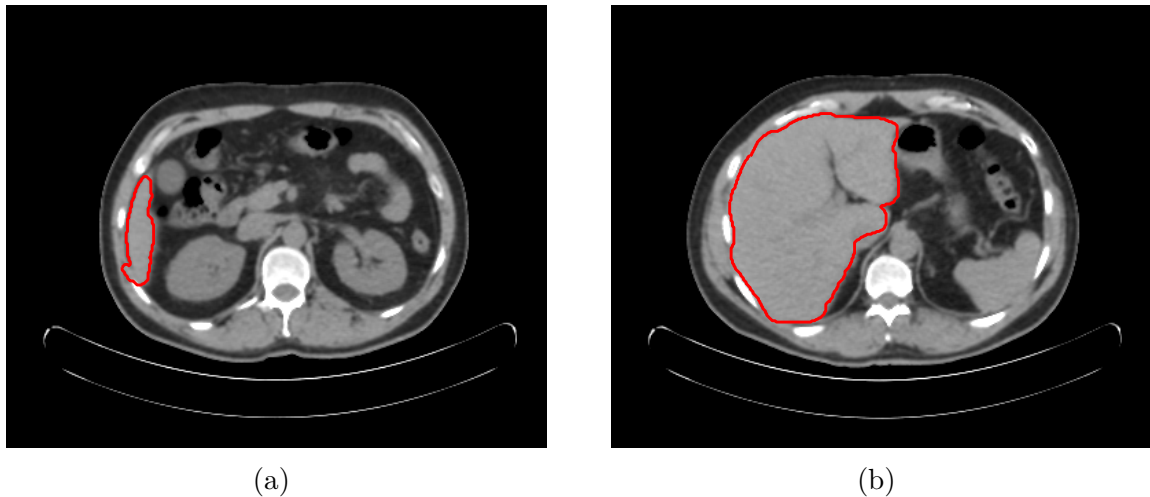


Figura 5.8: Resultados obtidos através do FVGG. a) um dos primeiros cortes onde aparece o fígado, b) um dos cortes localizado próximo do centro do fígado.)

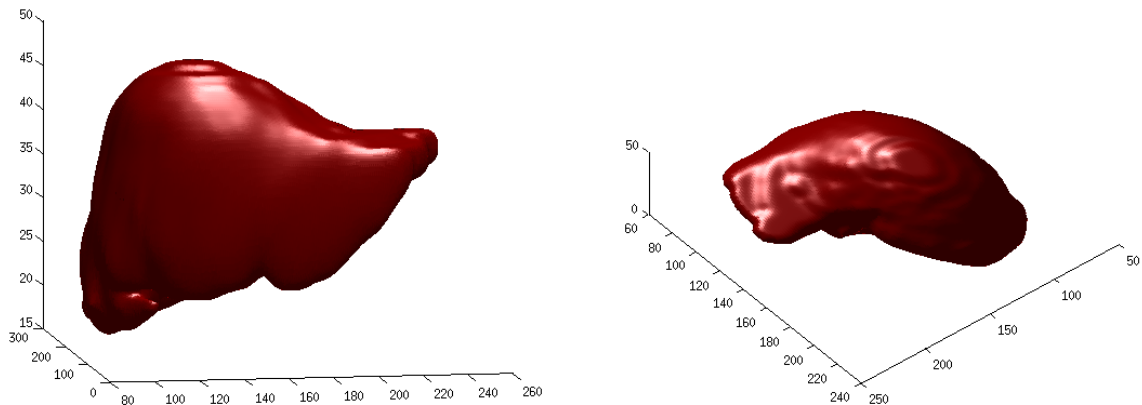


Figura 5.9: Volume obtido com diferentes perspectivas.

5.1.2 Segmentação do Fígado em TEP

Construção da Superfície

Depois da leitura de volume e aplicação do filtro de Wiener é feita a conversão para as unidades VCP. De seguida é verificada a organização dos exames, colocando todos eles orientados dos pés para a cabeça.

A localização bem definida do fígado apenas usando a informação de TEP é mais difícil quando comparada com a metodologia de secção anterior. A primeira tarefa a realizar é a localização da bexiga. Este órgão é a região com grande acumulação de radiotraçador então, a atividade nele será maior comparada com a atividade de outros órgãos que não contêm lesões. Localizada a bexiga, são excluídas as secções onde ela está presente. O

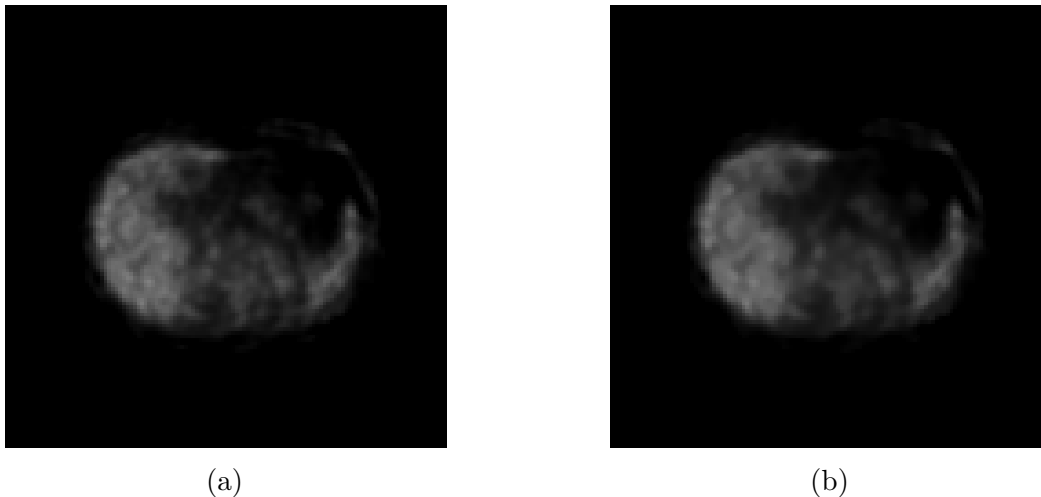


Figura 5.10: Resultado da aplicação do filtro de Wiener. (a) secção original; (b) secção com aplicação do filtro de Wiener com uma janela 3×3 .

cérebro é outro órgão que tem grande captação de radiação, sendo também necessário localizá-lo, uma vez que a bexiga foi removida, o cérebro apresenta a maior atividade. Mais uma vez, as secções que contém o cérebro são excluídas. Os restantes órgãos que são possíveis de localizar tendo em conta os valores máximos de captação são os rins e o coração (músculo miocárdio). Um dos rins e o miocárdio situam-se do lado esquerdo do corpo e as suas atividades podem ser muito próximas. O interesse aqui é a localização do coração, como a área do miocárdio é superior à do rim esquerdo e as atividades dos vizinhos são muito próximas, o coração irá corresponder à secção que possui a média (tendo em conta apenas o lado esquerdo da imagem) de VCP maior. Por fim, para encontrar o outro limite do fígado é encontrado o rim direito, órgão que possui maior atividade entre a bexiga e o coração. Tanto no limite superior como no inferior é dada uma margem de secções para garantir que todo o fígado está incluído.

Uma vez encontrado o volume que contém o fígado é estudado o histograma da imagem e tal como na metodologia de TAC é aplicado um ajuste gaussiano no intervalo de 0 a 5VCP. O limite 5 foi escolhido tendo em conta que em média os VCP no fígado normal rondam o valor 2 [81].

Para remoção de órgãos e tecidos adjacentes foram aplicados dois conjuntos de limiares (cada um constituído pelo limite inferior e superior) tal como na metodologia TAC. Um limiar para destacar o volume de fígado e um mais apertado aplicado apenas à região esquerda do corpo para separar o coração e o estômago:

- $media_{pet} - 1.3 \times desvio_{padraopet}$ e $media_{pet} + 3 \times desvio_{padraopet}$
- $media_{pet} - 0.5 \times desvio_{padraopet}$ e $media_{pet} + 1.5 \times desvio_{padraopet}$

As tarefas seguintes envolvem a remoção de pequenos elementos que não pertencem à região do fígado através de operadores morfológicos. Na região do fígado e do estômago apesar de o fígado estar isolado na perspectiva 2D, a nível 3D pode continuar ligado aos órgãos adjacentes. Para ultrapassar este problema são removidos os objetos (a nível 2D) que se encontrem à esquerda do fígado.

Com o volume obtido é criada uma malha triangular designada por superfície inicial. De seguida o algoritmo de superfícies ativas é aplicado. Após a obtenção do volume é feito o pós-processamento para recuperar secções perdidas usando o mesmo raciocínio que em TAC. Um exemplo dos resultados finais obtidos são os seguintes:

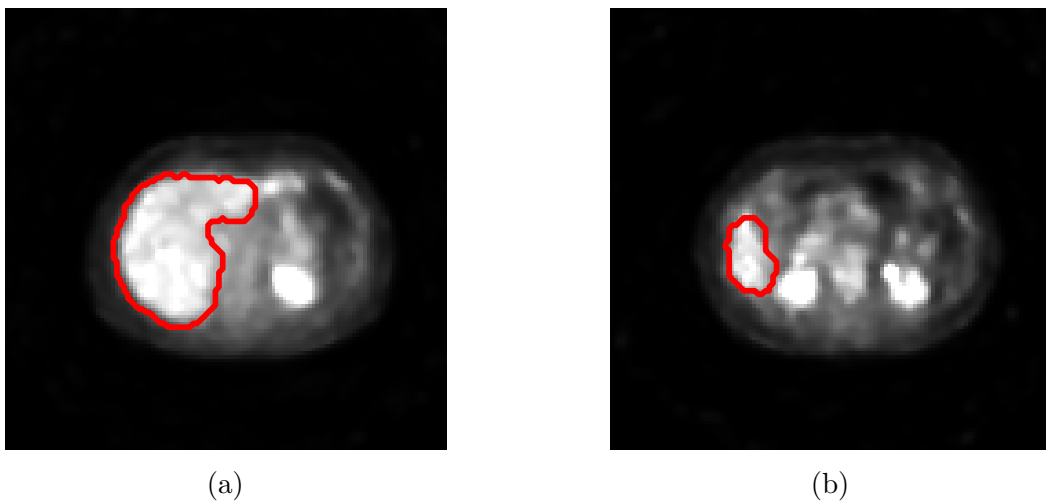


Figura 5.11: Resultados obtidos através do FVGG.a) um dos cortes localizado próximo do centro do fígado, b) um dos primeiros cortes onde aparece o fígado.

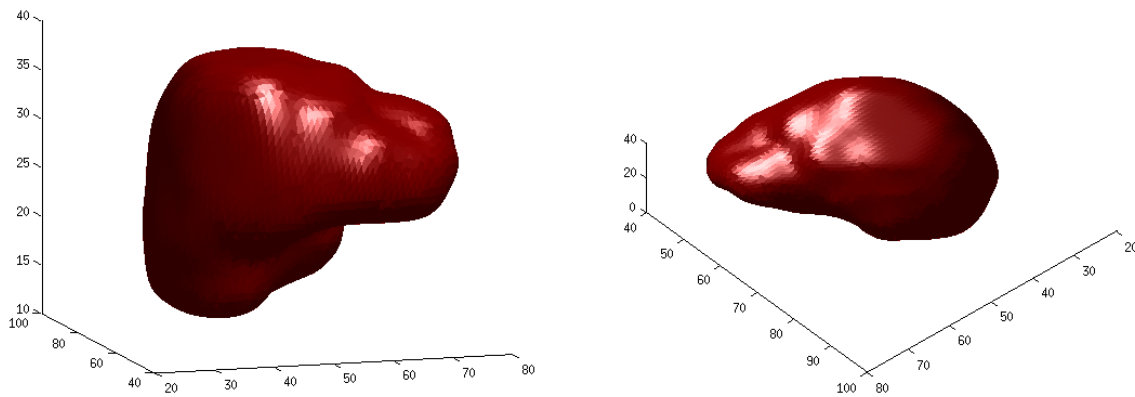


Figura 5.12: Volume obtido com diferentes perspectivas.

5.1.3 Segmentação do Fígado em TEP/TAC

Construção da Superfície

Devido às dificuldades de separação de órgãos adjacentes, foi usada a informação anatômica a partir dos exames de TAC. Nesta modalidade existem duas fases: *construção da superfície inicial* e *adaptação da superfície às fronteiras*.

A figura 5.13 resume as fases do método.

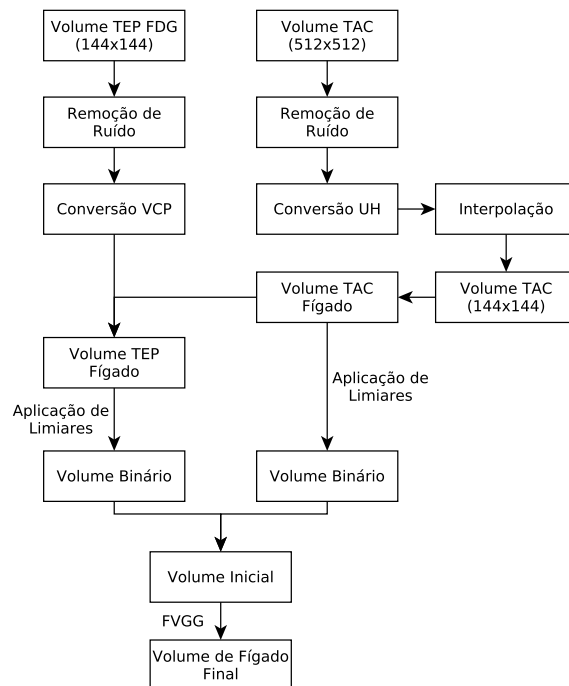


Figura 5.13: Esquema com as fases do método.

Tal como na metodologia de TAC, a primeira tarefa é a remoção do ruído das imagens usando o filtro de *Wiener* 3×3 . De seguida é feita a conversão para unidades VCP e UH nos volumes de TEP e de TAC. Outra tarefa importante a ser feita neste momento do processamento é o alinhamento dos exames. As aquisições de TEP e de TAC são feitas com diferentes características, além da resolução inicial ser diferente, o número de secções adquiridas também é, uma vez que a espessura do corte usada não é a mesma. Através do método de interpolação, dado serem conhecidas as dimensões dos voxels em cada modalidade, bem como as posições dos volumes no espaço tridimensional, o volume de TAC é redimensionado.

Usando a informação de TAC explicada anteriormente é encontrado o volume de fígado. Uma vez tendo o volume que corresponde ao fígado em TAC e TEP são feitos os histogramas com o objetivo de encontrar a média e desvio-padrão (procedimento explicado na metodologia do TAC (secção 5.1.1)).

Para cada volume são aplicados os limiares. É usada aqui a informação de TAC para facilitar a remoção dos órgãos adjacentes (coração e estômago) porque os limiares aplicados em TEP não são suficientes. No entanto os limiares aplicados em TAC são mais abrangentes do que aqueles que foram usados na metodologia anterior. Mais uma vez em TAC são aplicados dois conjuntos de limiares para ajudar na separação do estômago e do coração do fígado.

- $media_{tac} - 1.5 \times desvio_{padraotac}$ e $media_{tac} + 1.5 \times desvio_{padraotac}$;
- $media_{tac} - 0.5 \times desvio_{padraotac}$ e $media_{tac} + 1 \times desvio_{padraotac}$;
- $media_{tep} - 3 \times desvio_{padraotep}$ e $media_{tep} + 3 \times desvio_{padraotep}$;

Depois de aplicadas operações morfológicas para a obtenção do volume de fígado isolado, este é convertido numa malha obtendo a superfície inicial. Por fim é aplicado algoritmo FVGG da mesma forma que no TAC tendo como resultado o volume final do fígado. Tal como no TAC é feito o aperfeiçoamento do volume.

Uma grande vantagem de usar a informação de TAC é a garantia da existência do maior número de secções no volume final. Existem situações em que secções do fígado captam muito pouco devido à rápida acumulação de radiotraçador por parte dos rins. Quando é usada a informação das componentes ligadas no volume binário (obtido através

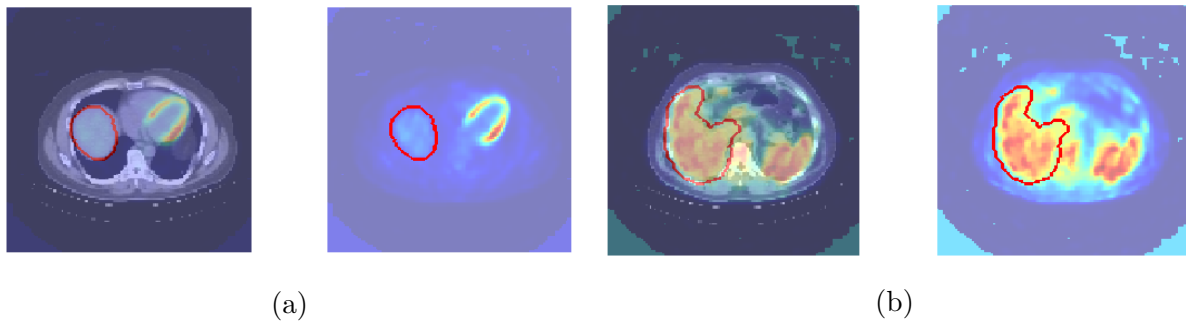


Figura 5.14: Resultados obtidos através do FVGG. a) um dos últimos cortes onde aparece o fígado, b) um dos cortes localizado próximo do centro do fígado.

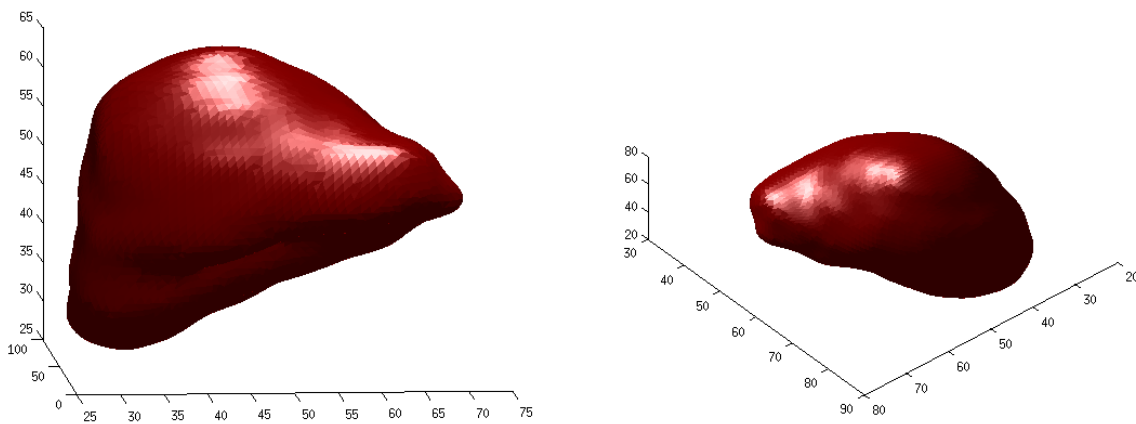


Figura 5.15: Volume obtido com diferentes perspectivas.

dos limiares) obtemos o maior volume (caraterística escolhida). Devido à inexistência de secções no meio do volume de fígado, este fica separado em dois ou mais volumes, assim apenas a região com o maior volume é tida em consideração. Usando a informação da TAC é possível perceber se existem secções que não foram tidas em consideração. Se tal acontecer é usada apenas informação de TAC para formar o volume de secções que seriam perdidas usando apenas a informação de TEP.

5.2 Algoritmo de Validação

Uma vez feita a segmentação através do algoritmo é necessário saber se os resultados estão próximos da referência (segmentação manual por parte dos especialistas). Através da informação visual do contorno sobre a imagem, tem-se a primeira impressão sobre a qualidade do método. Para comprovar o resultado qualitativo é feita uma análise quan-

titativa. Nesta análise é necessário recorrer a especialistas radiologistas, especialistas de medicina nuclear e médicos, pois são as pessoas com a formação necessária para a sua realização. Assume-se que as suas delineações são o contorno ideal.

Na instituição ICNAS foi possível contactar cinco especialistas que se mostraram disponíveis para a delineação de algumas secções do fígado.

Foi criada para este efeito uma interface interativa através do GUIDE da ferramenta MATLAB (figura 5.16) que permite ao especialista marcar pontos sobre a imagem. Além da marcação de pontos, esta permite apagar, ver e guardar o contorno tendo ainda a opção de ver as secções anteriores e as próximas em relação à secção em questão. Para a delineação do TEP, por sugestão dos especialistas, foi adicionado um comando que permite ajustar a janela VCP.

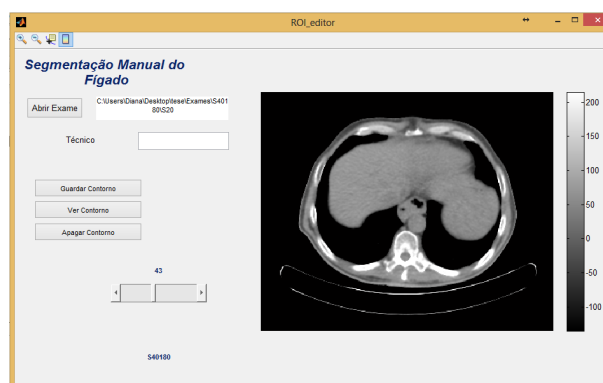


Figura 5.16: Interface.

O algoritmo foi testado em 16 volumes de TAC e 15 de TEP, dos quais foram seleccionadas 32 e 30 secções respetivamente, o que corresponde a 2 secções para cada exame. Para encontrar as secções a serem usadas na comparação foram seleccionadas aleatoriamente 4 secções para cada exame e dessas foram seleccionadas apenas duas, aquelas que possuíam maior e menor área. Assim, a validação passa pela análise de secções mais pequenas e secções com maior área.

As delineações do algoritmo são comparadas com as de 5 especialistas. Para estudar a variabilidade inter-especialista as suas delineações são comparadas entre eles. Por fim, é necessário estudar de que forma o espaço temporal pode afetar a decisão do especialista na delineação, para analisar a variabilidade intra-especialista, cada um deles delineou o mesmo conjunto de secções em diferentes momentos temporais (diferença de 3 meses,

aproximadamente). Esta metodologia foi usada para os exames de TAC e TEP.

5.2.1 Figuras de Mérito

Neste trabalho a análise estatística para comparação de dois contornos pode ser feita de duas perspectivas: contorno e região. Na primeira são comparados os dois contornos (contorno do especialista e contorno do algoritmo); na segunda, a área que o contorno envolve é preenchida sendo depois comparadas as áreas das duas regiões.

5.2.1.1 Medidas com base na distância

A análise das distâncias entre dois contornos pode ser feita tendo em conta a linha média entre dois contornos. Outra análise de distâncias passa pelo cálculo da distância entre todos os pontos dos dois contornos.

Distância Média

Seja d_i a distância entre dois pontos e N o número total de segmentos que unem os pontos entre os contornos, a distância média é dada por [83]:

$$D_{média} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i \quad (5.22)$$

Se os contornos estão sobrepostos a distância média é 0.

Distância Máxima [83]

$$D_{max} = \max(d_i) \quad (5.23)$$

Tal como na distância média o valor mínimo aqui é 0 quando os contornos são coincidentes não tendo limite quando os contornos se sobrepõem pouco.

Percentagem de Distâncias Superiores a 5 pixels

Uma distância superior a 5 pixels corresponde, aproximadamente, ao erro de 1% na posição, numa imagem 512×512 [83] e 3.47% numa imagem de 144×144 .

$$n_{>1\%} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N m_i \quad (5.24)$$

Em que,

$$m_i = \begin{cases} 1 & \text{se } d_i > 5\text{pixels} \\ 0 & \text{se } d_i \leq 5\text{pixels} \end{cases} \quad (5.25)$$

Esta métrica dá informação acerca do número de erros relevantes. Quanto mais próximo de 0 o valor de n menos erros relevantes existem [83].

Função Pratt

Representa um índice de similaridade no intervalo de 0 a 1. Quando a função Pratt é igual a 1, significa que os contornos se sobrepõem.

$$FunçãoPratt = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{1 + Q \times d_i^2} \right) \quad (5.26)$$

A variável Q é o parâmetro de normalização com uma constante de 1/9 que corresponde à distância de três píxeis, quando FP é igual a 0,5. O valor 3 foi escolhido para criar a escala necessária para que discriminação entre os contornos desenhados pelos especialista seja suficiente [83].

Distância Hausdorff

Esta distância não tem em conta a linha de contorno médio. Ela consiste na distância entre cada ponto de um contorno A a todos os pontos de um contorno B.

O maior valor é dado por:

$$h(A, B) = \max_{a \in A} \left\{ \min_{b \in B} \{d(a, b)\} \right\} \quad (5.27)$$

Não existe um intervalo de valores nesta medida. No entanto quando mais próximo de zero, maior o grau de similaridade [82].

5.2.1.2 Medidas de Similaridade

Precisão/Sobreposição/Sensibilidade/Especificidade

Para calcular estas quatro métricas, é necessário classificar os píxeis [82]:

- Verdadeiros Positivos (VP) - Os píxeis estão presentes em ambas as regiões;
- Verdadeiros Negativos (VN) - Os píxeis não pertencem às regiões;

- Falsos Positivos (FP) - Os pixels estão presentes em B (contorno do algoritmo), mas não em A (contorno do especialista);
- Falsos Negativos (FN) - Os pixels estão presentes em A, mas não em B.

Seja N o número de pixels:

A precisão é a razão dos pixels que foram bem classificados na região.

$$Precisão = \frac{N_{VP} + N_{VN}}{N_{VP} + N_{VN} + N_{FP} + N_{FN}} \quad (5.28)$$

A sobreposição refere-se à região que existe em comum.

$$Sobreposição = \frac{N_{VP}}{N_{VP} + N_{FP} + N_{FN}} \quad (5.29)$$

A sensibilidade dá informação acerca da proporção dos pixels que foram classificados como positivos, sendo positivos.

$$Sensibilidade = \frac{N_{VP}}{N_{VP} + N_{FN}} \quad (5.30)$$

Por fim, a especificidade dá informação acerca da proporção dos pixels que foram classificados como negativos, sendo negativos.

$$Especificidade = \frac{N_{VN}}{N_{VN} + N_{FP}} \quad (5.31)$$

O intervalo desta métricas é de 0 a 1, sendo que quanto mais próximo de 1, maior a concordância entre as regiões.

Ângulo de Similaridade

Esta métrica, mais uma vez caracteriza a similaridade morfológica das regiões no espaço Hilbert. O resultado desta pode variar entre 0° e 90° , tendo esta última como significado a dissimilaridade total [82].

$$AS = \cos^{-1} \left(\frac{\vec{H} \cdot \vec{I}}{\|\vec{H}\| \|\vec{I}\|} \right) \quad (5.32)$$

Região de Similaridade

Avalia a região comum. Se o resultado for 1, as regiões sobrepõem-se completamente. Se o valor for 0, as regiões não se encontram [82].

$$RS = k \times \left(\frac{A \cap B}{A \cup B} \right) \quad (5.33)$$

5.2.2 Avaliação Estatística

A avaliação estatística é feita através da análise de diagramas de caixa (*boxplot*), uma vez que é uma ferramenta simples na análise de uma variável dentro de diferentes grupos.

Estes diagramas realçam cinco valores que caracterizam o conjunto de dados: a mediana, o extremo superior e inferior e os quartis superior e inferior [84].

A mediana divide a metade superior da metade inferior dos dados. A diferença entre os quartis indica a altura da caixa (distância interquartil), em que o quartil inferior (QI) contém 25% das menores medidas e o quartil superior (QS) 75% de todas as medidas [85]. O extremo mínimo (Em) é encontrado pela equação 5.34. Se o valor calculado é maior que o mínimo (Vm) então este é o extremo inferior e o mínimo é considerado valor atípico (*outliers*), no entanto caso o valor calculado seja inferior à menor observação este é considerado o extremo, não havendo valores atípicos. Para calcular o extremo máximo (EM) é usada a equação 5.35. Se o valor calculado for superior (VM) à maior observação então esta é o extremo máximo, caso contrário é extremo o valor calculado, sendo todas as observações acima deste considerados valores atípicos [86].

$$Em = Vm - 1,5(QS - QI) \quad (5.34)$$

$$EM = VM + 1,5(QS - QI) \quad (5.35)$$

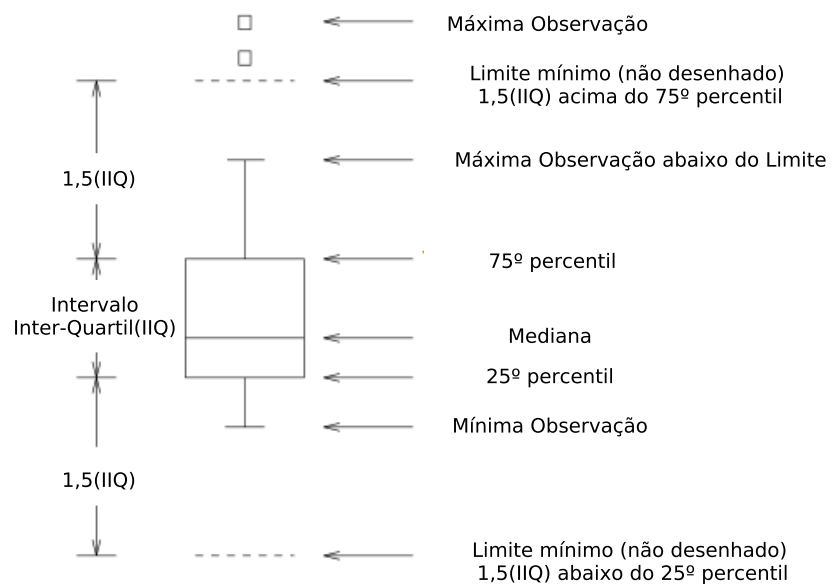


Figura 5.17: Representação de um diagrama de caixa [87].

Capítulo 6

Resultados e Discussão

Os exames de TAC utilizados têm uma resolução de 512×512 com secções de espessura de $5mm$. Já os exames de TEP têm uma resolução de 144×144 e cada secção tem uma espessura de $4mm$.

No desenvolvimento deste trabalho, o computador usado para a implementação do algoritmo pertence ao ICNAS, com um Intel® Core™ i7-960 CPU (8M Cache, 3.20 GHz), 12 GB de memória RAM, a placa gráfica é uma GeForce GTX 570 com o sistema operativo windows7. Para a implementação do algoritmo foi usado o MATLAB2011b.

Na secção 5.2 foram definidas várias métricas para medir quantitativamente o desempenho do algoritmo. No entanto, para a discussão de resultados, foram selecionadas apenas 4: a região de similaridade, a especificidade, a sensibilidade e a distância média. A região de similaridade classifica a região sobreposta entre as delineações. A especificidade relaciona-se com a taxa de pixels que foram corretamente classificados como não pertencentes à região do fígado, enquanto que a sensibilidade relaciona-se com a taxa de pixels que foram classificados corretamente como não pertencentes. Por fim, a distância média é a métrica que define a distância média entre os pontos correspondentes entre os contornos obtidos pelo algoritmo e a delineações dos especialistas.

Os diagramas de caixa das restantes métricas são apresentadas na secção apêndice C.

Como já foi referido, a análise é feita através de um diagrama de caixa para cada comparação. O nome de cada comparação é definido da seguinte forma:

- $A - T_m i$ - Comparação do desempenho do algoritmo (A) com a primeira delineação (i) do fígado feita pelo especialista (T_m);

- $A - T_m ii$ - Comparação do desempenho do algoritmo (A) com a segunda delineação (ii) do fígado feita pelo especialista (T_m);
- $T_m i - T_n ii$ - Comparação intra-especialistas na primeira e segunda delineação do fígado ($m = n$);
- $T_m i - T_n i$, $T_m ii - T_n ii$, $T_m i - T_n ii$ - Comparação inter-especialistas na primeira e segunda delineação do fígado ($m \neq n$).

Nesta secção também vão ser encontradas tabelas que possuem os valores máximos e mínimos para cada quartil e mediana e o maior intervalo interquartil, para cada comparação. A notação anterior será usada nessas tabelas.

6.1 Segmentação em TAC

A figura 6.1 e a tabela 6.1 contém os resultados obtidos para a região de similaridade. Analisando a posição dos diagramas, pode dizer-se que os resultados que envolvem o algoritmo estão muito próximos daquelas que envolvem apenas especialistas, à exceção da comparação $A - T1i$. Em relação ao maior intervalo inter-quartil, a diferença entre as três comparações não é significativa. Por fim, analisando também as medianas, tanto o valor mínimo como o valor máximo da comparação algoritmo-especialista são ligeiramente mais baixos em comparação com as outras.

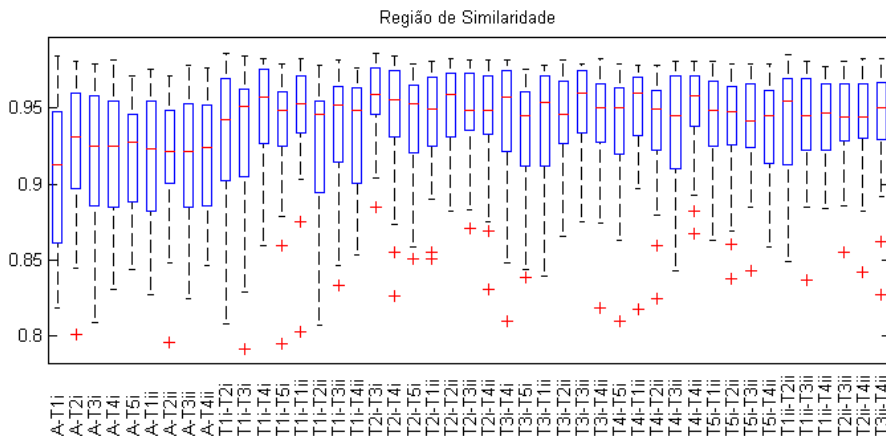


Figura 6.1: Diagramas de caixa em relação à métrica região de similaridade.

Estes resultados podem ser justificados pela dificuldade em definir o limite do fígado em algumas secções. Isto acontece porque o intervalo de valores de UH entre o fígado e órgãos adjacentes são, em alguns casos, coincidentes. Nestas situações, apesar desta limitação, o especialista tem noção do real limite do fígado, pela sua experiência, enquanto que o algoritmo apenas usa informação da imagem.

Tabela 6.1: Resultados em relação à métrica região de similaridade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25º quartil mínimo	0,8616	0,8941	0,9309
75º quartil máximo	0,9600	0,9765	0,9751
Mediana máxima	0,9310	0,9603	0,9600
Mediana mínima	0,9131	0,9415	0,9530
Intervalo interquartil máximo	0,0863	0,0673	0,0422

A sensibilidade caracteriza-se pela taxa de verdadeiros positivos. Devido à dificuldade da superfície ativa se adaptar às várias mudanças de concavidade existentes na morfologia do fígado, vai existir uma sob-segmentação. Esta característica do algoritmo é comprovada pelos valores apresentados na tabela 6.2. Os valores máximos e mínimos dos resultados da comparação algoritmo - especialista são inferiores em relação às outras comparações. No entanto como os valores referentes ao algoritmos - especialista possuem valores de mediana acima de 0,9 e próximos das comparações entre especialistas, os resultados podem ser classificados com bons.

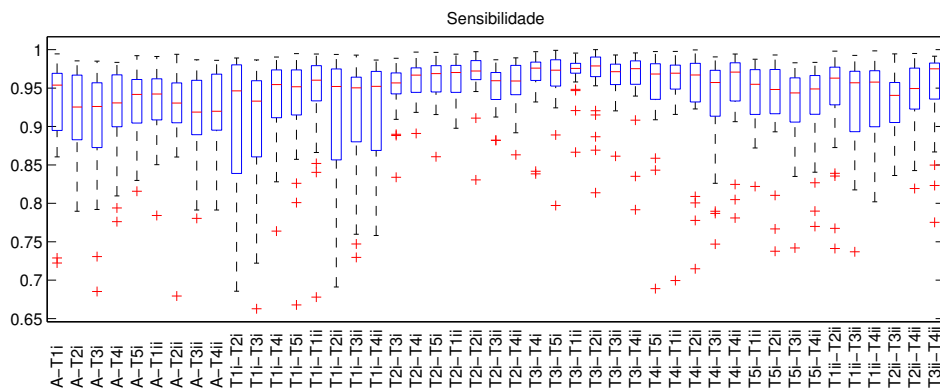


Figura 6.2: Diagramas de caixa em relação à métrica sensibilidade.

No entanto, uma vez que os valores de sensibilidade estão muito próximos de 1, significa que a taxa de falsos negativos é baixa.

Tabela 6.2: Resultados em relação à métrica sensibilidade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25° quartil mínimo	0,8726	0,8389	0,9331
75° quartil máximo	0,9692	0,9904	0,9857
Mediana máxima	0,9539	0,9788	0,9723
Mediana mínima	0,9187	0,9330	0,9603
Intervalo interquartil máximo	0,0843	0,1414	0,0498

Em relação à especificidade, taxa de verdadeiros negativos, obtiveram-se muito bons resultados.

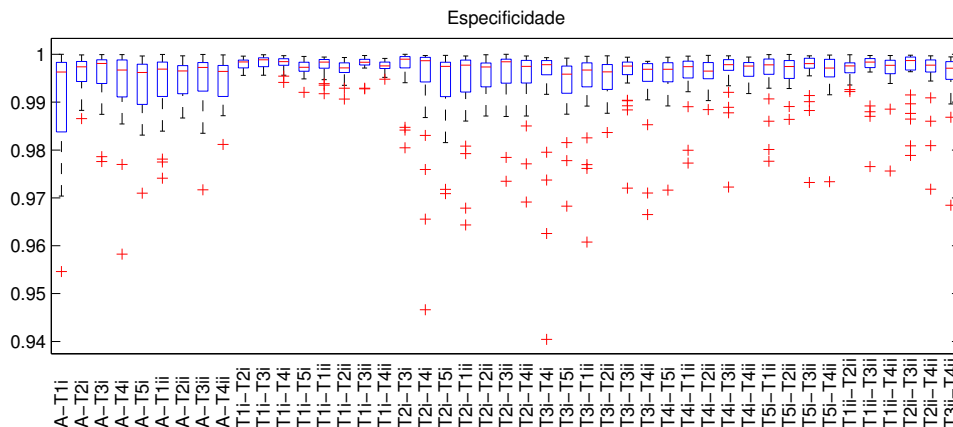


Figura 6.3: Diagramas de caixa em relação à métrica especificidade.

Analisando a tabela 6.3 podemos concluir que as diferenças que existem entre os resultados é pouco significativa o que indica que a segmentação se manteve aproximadamente dentro dos limites morfológicos do fígado.

Tabela 6.3: Resultados em relação à métrica especificidade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25° quartil mínimo	0,9838	0,9912	0,9932
75° quartil máximo	0,9989	0,9995	0,9989
Mediana máxima	0,9981	0,9990	0,9984
Mediana mínima	0,9962	0,9959	0,9974
Intervalo interquartil máximo	0,0145	0,0072	0,0050

Por fim, observado da figura 6.4 podem ser retiradas algumas conclusões acerca da distância média. Relativamente às posições das caixas que dizem respeito à comparação algoritmo-especialista nota-se que elas estão um pouco mais acima que as restantes comparações. No entanto comparando o 25° e o 75° quartil com a comparação inter-especialista, os valores possuem uma diferença não superior a 0,5. Mais uma vez a distância média

resulta da sob-segmentação por parte do algoritmo em algumas regiões do fígado. Por outro lado existem situações em que alguns especialistas consideram que os vasos que irrigam o fígado pertencem à região do fígado e outros especialistas já não consideram. No caso do algoritmo, ele considera que os vasos fazem parte quando eles estão localizados na região interior do fígado, no entanto quando há invaginação dos vasos nas fronteiras do fígado, estes são excluídos.

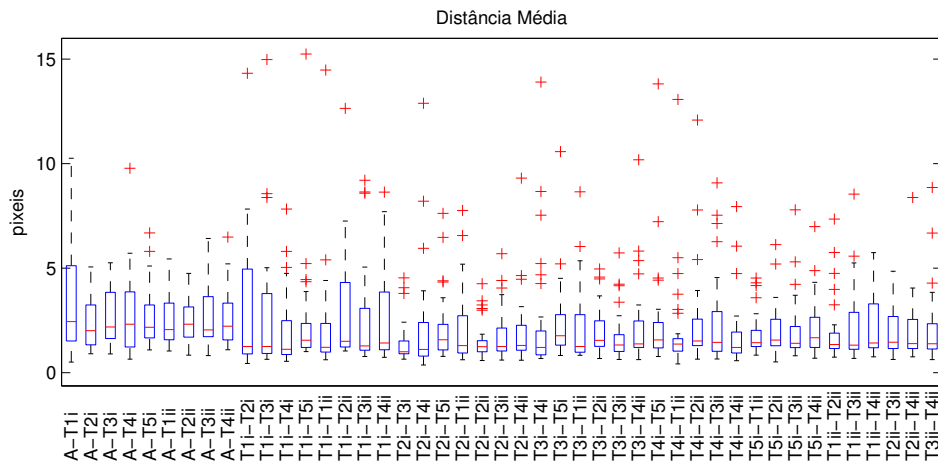


Figura 6.4: Diagramas de caixa em relação à métrica distância média.

Tabela 6.4: Resultados em relação à métrica distância média.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25° quartil mínimo	1,2261	0,7904	0,9423
75° quartil máximo	5,1169	4,9524	2,3552
Mediana máxima	2,4414	1,7667	1,3269
Mediana mínima	2,0055	1,0018	1,2095
Intervalo interquartil máximo	3,6043	4,0554	1,3712

Na figura 6.5 está ilustrado o pior caso em relação à métrica distância média e é um exemplo da variabilidade inter-especialista. Na presença desta imagem alguns especialistas mostram dúvidas na delimitação desta região. Na realidade o fígado não apresenta fronteiras bem definidas sendo difícil avaliá-la corretamente. Uma vantagem da utilização de modelos automáticos e a obtenção do mesmo resultado, já a delimitação feita por especialistas pode apresentar variabilidade. A existência de erros sistemáticos pode ter vantagem no que diz respeito à sua tendência de funcionamento, que pode ser corrigida por alguém especializado após encontrada a tendência.

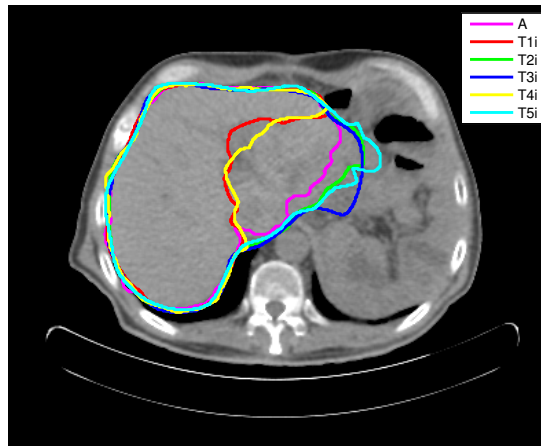


Figura 6.5: Ilustração do pior caso de distância média na segmentação de TAC. Este resultado deve-se à comparação $A - T4i$. A região de similaridade tem como valor 0,849, apresenta um distância média de 9,78 pixels e um erro máximo de 62,4 pixels.

6.2 Segmentação em TEP

Em relação à região de similaridade nota-se um maior degrau entre os dois conjuntos de comparações, algoritmo com os especialistas e especialistas com especialistas. Os valores das medianas (ver tabela 6.5) das comparações algoritmo-especialista são mais baixas quando comparadas com as outras. Como as imagens de TEP não têm informação anatômica o ajuste da superfície ao volume não é muito eficiente. Como os especialistas têm como vantagem a experiência na segmentação e a alteração do intervalo dos VCP a serem mostrados na imagem conseguem deduzir qual a região de fígado em situações mais difíceis. No entanto o elevado número de valores atípicos indica a variabilidade inter-especialista, traduzida pela incerteza na delimitação de algumas regiões.

Tabela 6.5: Resultados em relação à métrica região de similaridade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25° quartil mínimo	0,7853	0,7710	0,8416
75° quartil máximo	0,9056	0,9447	0,9513
Mediana máxima	0,8699	0,9235	0,9324
Mediana mínima	0,8427	0,8767	0,9021
Intervalo interquartil máximo	0,1043	0,1555	0,0947

Como já foi definido anteriormente, a sensibilidade dá informação acerca dos verdadeiros positivos. Analisando a figura 6.7 podemos observar um comportamento constante na comparação algoritmo-especialista em relação ao inter-especialista. Mais uma vez este resultado demonstra a grande variabilidade das delimitações feitas por especialistas. A

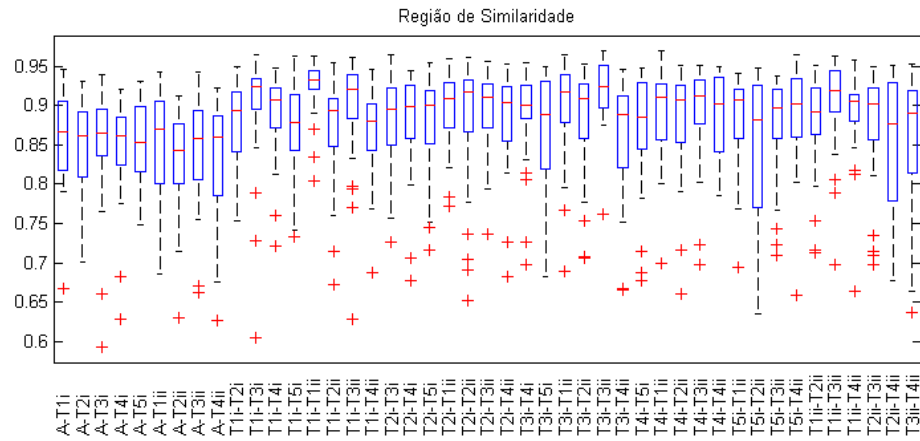


Figura 6.6: Diagramas de caixa em relação à região de similaridade.

distância interquartil nas comparações que envolvem o algoritmo é menor em relação às comparações inter - especialista, ou seja, melhor consistência no algoritmo. Os restantes resultados da tabela 6.6 mostram uma taxa de classificação de verdadeiros positivos muito próximos do valor 1.

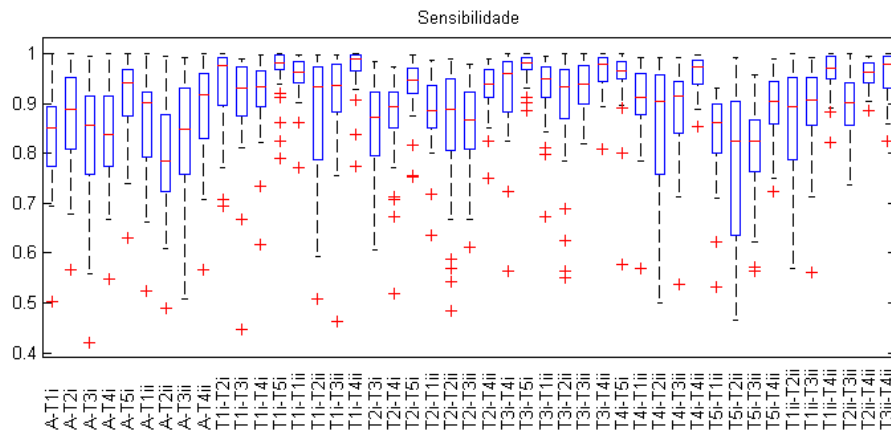


Figura 6.7: Diagramas de caixa em relação à métrica à sensibilidade.

Tabela 6.6: Resultados em relação à métrica sensibilidade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25° quartil mínimo	0,747	0,6356	0,8069
75° quartil máximo	0,9685	0,9971	0,9871
Mediana máxima	0,9401	0,9884	0,9741
Mediana mínima	0,7853	0,8232	0,8877
Intervalo interquartil máximo	0,1728	0,2681	0,1425

Analisando a figura 6.8 podemos concluir que a posição dos diagramas de caixa é muito

semelhante entre as comparações. A diferença entre os valores interquartil são próximos entre as comparações e os valores máximo e mínimo das medianas também se encontram muito próximos. Aqui pode dizer-se que o desempenho do algoritmo é semelhante ao dos especialistas.

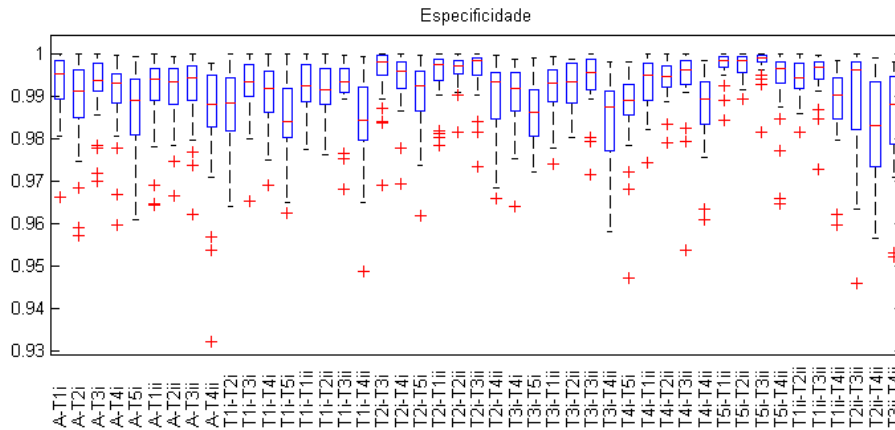


Figura 6.8: Diagramas de caixa em relação à especificidade.

Tabela 6.7: Resultados em relação à métrica especificidade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25° quartil mínimo	0,9807	0,9735	0,9832
75° quartil máximo	0,9984	0,9996	0,9986
Mediana máxima	0,9952	0,9990	0,9970
Mediana mínima	0,9880	0,9831	0,9892
Intervalo interquartil máximo	0,0132	0,0200	0,0099

A figura 6.9 mostra que o erro nas comparações que envolvem o algoritmo é maior que as restantes. Ainda assim, tendo em conta as dimensões da imagem podemos considerar esta diferença como não significativa. Analisando a distância máxima interquartil, não existe diferença considerável. A diferença tanto no quartil mínimo como no máximo de entre todas as análises envolvendo o algoritmo em relação às inter e intra-especialistas não ultrapassa 1 pixel.

Em relação à figura 6.10, correspondente ao pior caso em relação às comparações algoritmo-especialista na métrica sensibilidade. O resultado está comprovado na imagem uma vez que o contorno do algoritmo não envolve toda a região que os contornos dos especialistas classificam com fígado. Isto acontece porque para além do contorno do algoritmo a atividade do fígado é mais baixa. Como não existe a informação necessária

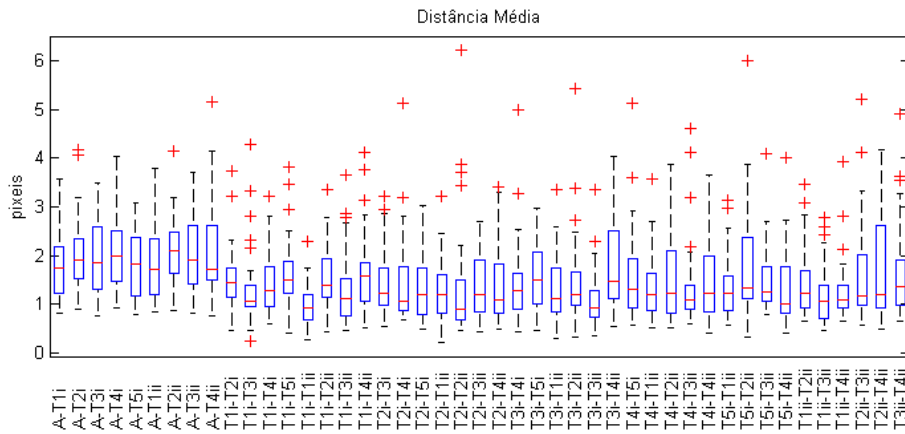


Figura 6.9: Diagramas de caixa em relação à métrica distância média.

Tabela 6.8: Resultados em relação à métrica distância média.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25º quartil mínimo	1,1852	0,7226	0,6901
75º quartil máximo	2,6322	2,6203	1,9840
Mediana máxima	2,0908	1,5720	1,2281
Mediana mínima	1,7090	1,0147	0,9122
Intervalo interquartil máximo	1,6949	2,1381	1,1254

para a superfície continuar a expandir ela permanece na região que minimiza a sua energia.

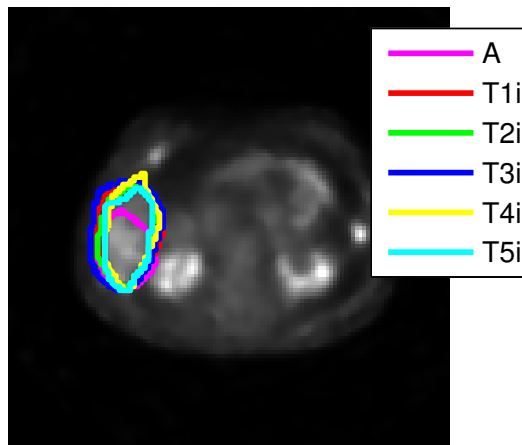


Figura 6.10: Resultado do algoritmo e das delineações dos especialistas numa secção de TEP. Este resultado deve-se à comparação $A - T3i$. A região de similaridade tem como valor 0,699, apresenta um distância média de 2,92 pixels e um erro máximo de 8,9 pixels.

6.3 Segmentação em TEP/TAC

As seguintes figuras mostram os diagramas de caixa obtidos para todas as comparações efetuadas em TEP/TAC.

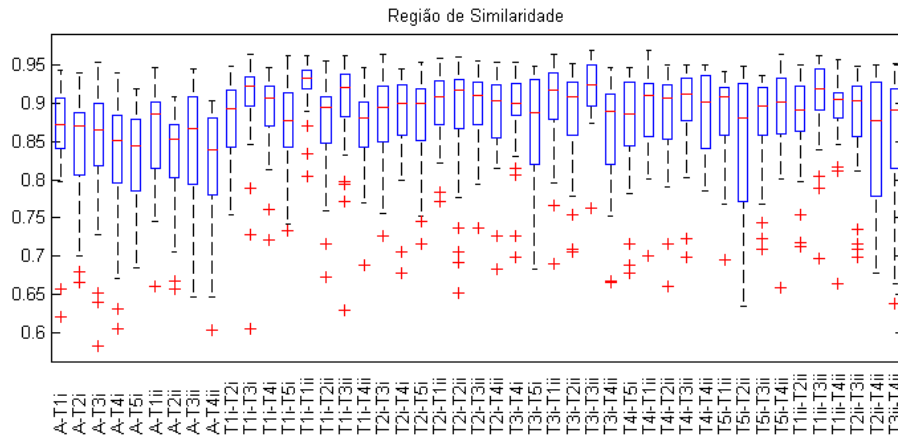


Figura 6.11: Diagramas de caixa em relação à métrica região de similaridade.

A figura (6.11) representa os resultados para a região de similaridade. Analisando a figura podemos concluir que existe alguma diferença entre as comparações que envolvem o algoritmo e aquelas que envolvem apenas especialistas. Apesar da informação de TAC ser usada, esta apenas dá a informação necessária para remover os órgãos adjacentes não contribuindo para a informação anatômica. No entanto, analisando a tabela 6.9, a diferença entre a mediana máxima do algoritmo - especialista e a mediana máxima que envolve apenas os especialistas não há uma diferença superior a 0,05. Aqui é importante dar especial atenção às comparações intra-especialista onde aparecem vários valores atípicos. Isto demonstra a incerteza na delimitação TEP já que os especialistas tiveram dúvidas na segmentação e em alguns casos incluíram ou excluíram partes de fígado no segundo ensaio.

Tabela 6.9: Resultados em relação à métrica região de similaridade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25° quartil mínimo	0,7808	0,7710	0,8416
75° quartil máximo	0,9095	0,9447	0,9513
Mediana máxima	0,8854	0,9235	0,9324
Mediana mínima	0,8390	0,8767	0,9021
Intervalo interquartil máximo	0,1158	0,1555	0,0947

Já em relação aos resultados de sensibilidade, as comparações intra e inter especialistas não são tão homogêneas. As medianas englobadas no algoritmo, encontram-se num intervalo de 0,8418 a 0,9594 e nas restantes comparações está compreendida num intervalo mais amplo, entre 0,8232 e 0,9884. Isto demonstra a dificuldade de segmentação em TEP por parte dos especialistas e a consistência do algoritmo.

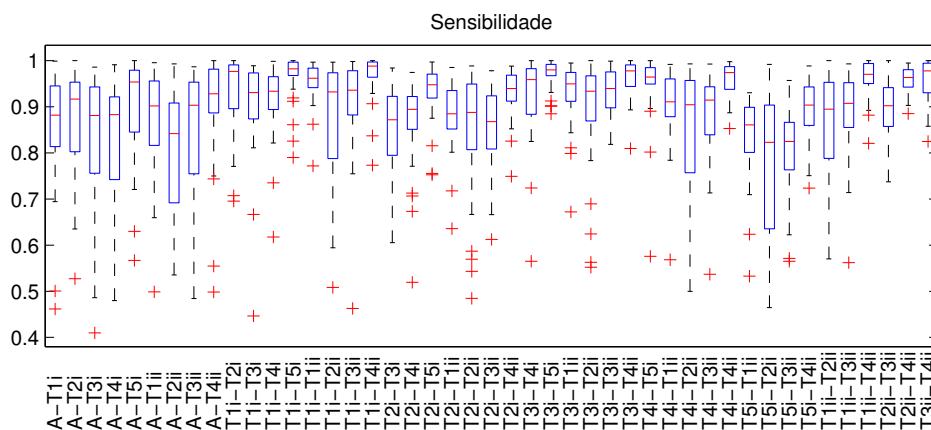


Figura 6.12: Diagramas de caixa em relação à métrica sensibilidade.

Tabela 6.10: Resultados em relação à métrica sensibilidade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25º quartil mínimo	0,6917	0,6356	0,8069
75º quartil máximo	0,9816	0,9971	0,9871
Mediana máxima	0,9594	0,9884	0,9741
Mediana mínima	0,8418	0,8232	0,8877
Intervalo interquartil máximo	0,2126	0,2681	0,1425

A distribuição dos diagramas tendo em conta a especificidade é semelhante à distribuição da sensibilidade. Como valor mínimo da mediana tem-se 0,9857 e máximo 0,9990 para as comparações que envolvem o algoritmo, nas restantes o valor mínimo é 0,9831 e máximo 0,9990. As diferenças são desprezáveis tendo em conta a escala dos intervalos.

Tabela 6.11: Resultados em relação à métrica especificidade.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25º quartil mínimo	0,9771	0,9735	0,98320
75º quartil máximo	0,9967	0,9996	0,9986
Mediana máxima	0,9933	0,9990	0,9970
Mediana mínima	0,9857	0,9831	0,9892
Intervalo interquartil máximo	0,0154	0,0200	0,0099

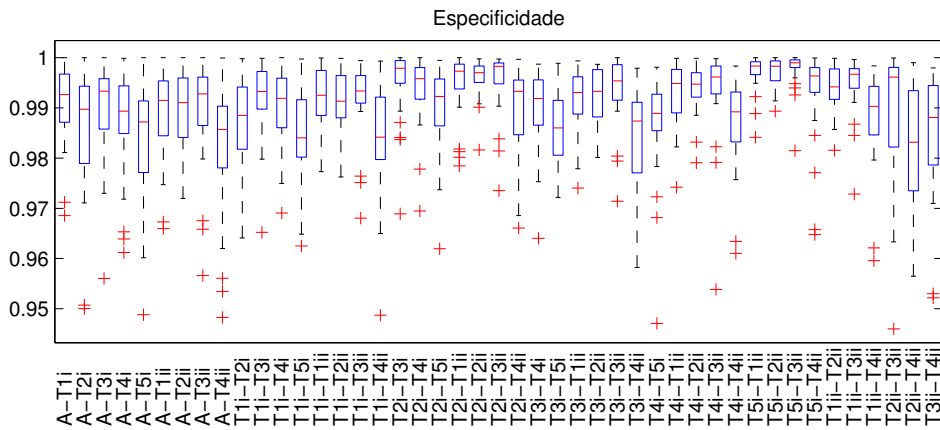


Figura 6.13: Diagramas de caixa em relação à métrica especificidade.

A figura 6.14 mostra diferenças entre comparações que envolvem o algoritmo e as restantes. As diferença de valores dos resultados entre algoritmo-especialista e as restantes, presentes na tabela 6.12 são superiores menos de 2 pixels no que diz respeito aos valores máximos e superior a menos de 1 pixel no que diz respeito aos valores mínimos. Não considerando as diferenças significativas os resultados estão próximos da referência.

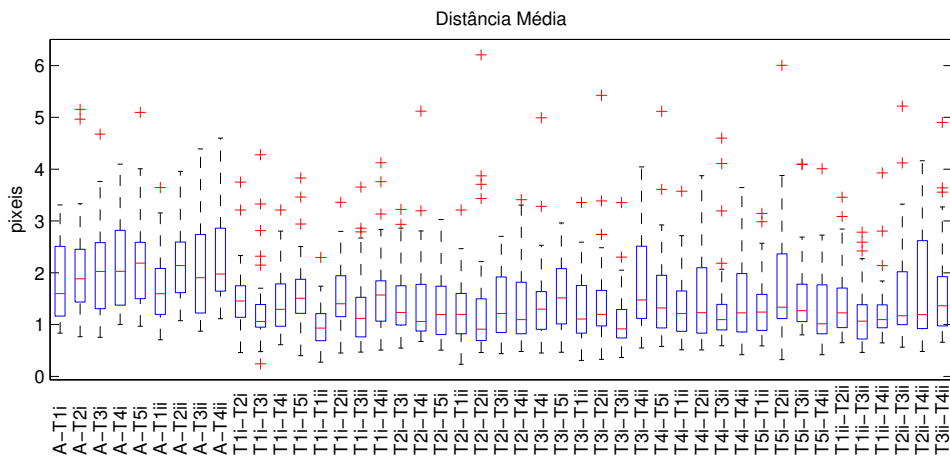


Figura 6.14: Diagramas de caixa em relação à métrica distância média.

A figura que se segue mostra o pior caso na segmentação de imagens de TEP tendo em conta a métrica de distância média. Esta imagem ilustra a variabilidade inter-especialista, como pode ser observado apenas um dos especialistas teve opinião muito diferente sobre a região que considera fígado. O contorno do algoritmo está um pouco diferente dos restantes porque está a incluir alguma região que já pertence ao coração. Como não é

Tabela 6.12: Resultados em relação à métrica distância média.

Comparação	$A - T_m$	$T_m - T_n$	$T_m - T_m$
25° quartil mínimo	1,1640	0,2345	0,2763
75° quartil máximo	3,8610	2,6203	1,9840
Mediana máxima	2,1877	1,5720	1,2281
Mediana mínima	1,596	1,0147	0,9122
Intervalo interquartil máximo	2,1381	2,1381	1,2647

encontrado nenhuma fronteira que auxilie na minimização da energia, a superfície continua a expandir.

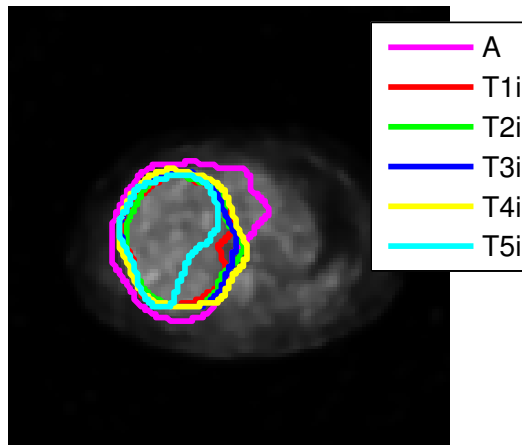


Figura 6.15: Resultado do algoritmo e das delineações dos especialistas numa secção de TEP/TAC. Este resultado deve-se à comparação $A - T5i$. A região de similaridade tem como valor 0,810, apresenta um distância média de 2.99 pixels e um erro máximo de 11 pixels.

Capítulo 7

Conclusão

A segmentação em TAC é uma tarefa difícil, principalmente quando os exames utilizados são de baixa-dose, uma vez que estes apresentam uma grande dificuldade na distinção de fronteiras entre os órgãos. Na modalidade TEP a tarefa também não foi fácil. A semelhança dos níveis de captação com os órgãos vizinhos, a pouca resolução e informação anatômica dificulta a tarefa de isolamento do fígado. Mesmo usando as duas modalidades o sucesso na definição de fronteiras continua a ser difícil.

Durante o processo de recolha de delineações percebeu-se que mesmo os especialistas têm alguma dificuldade em decidir com alguma certeza a região que envolve o fígado, principalmente na modalidade de TEP, mas também na modalidade de TAC. Esta dificuldade na decisão do contorno mais correto leva à existência da variabilidade inter e intra-especialista.

Relativamente aos resultados obtidos, mesmo com as dificuldades encontradas na segmentação do fígado, o algoritmo automático para as diferentes modalidades desempenhou com sucesso a sua tarefa. Como era de esperar obtiveram-se melhores resultados na modalidade de TAC devido à sua resolução e informação anatômica. Já na modalidade de TEP os resultados foram piores. Em algumas regiões existe uma sob e sobre-segmentação devido à difícil definição de fronteiras, que pode ser explicada pela variação de captação de radiotraçador entre as secções ou na mesma secção. A variação da captação na mesma secção leva à definição errada de fronteiras, apesar da adaptação da superfície ocorrer

corretamente, como as fronteiras não estão bem definidas podem erros de segmentação ocorrerem.

Analisando os resultados entre TEP e TEP/TAC podemos concluir que a modalidade de TAC não contribuiu muito na obtenção resultados mais próximos da TAC, uma vez que a informação desta modalidade foi apenas usada para a remoção de vizinhos. No entanto, uma vantagem da segmentação usando ambas as modalidades é garantir que o maior número de secções de fígado estão englobadas. Como já foi referido, na secções onde existem os rins poderá haver uma grande deposição de de radiotraçador neles levando a uma menor atividade no fígado. Devido á técnica de limiaries essas secções são excluídas. Como a informação da existência de região de fígado encontra-se em TAC essas secções são adicionadas com contendo a informação dela.

Em TEP as secções que podem não ser segmentadas através do algoritmo são aquelas que estão fora dos limiaries aplicados e as secções de menor área. Já em TAC, em alguns exames as secções com menor área de fígado não estão incluídas no volume final ou porque o intervalo de intensidades usado nos limiaries não engloba as intensidades dessa região ou porque foi eliminado devido à operação de erosão.

Os resultados obtidos são considerados bons já que a diferença entres os resultados das comparações entre o contorno do algoritmo e o contorno de referência não são significativas.

7.1 Trabalho Futuro

Para uma melhor validação do método, este deve ser testado num maior número de exames. Como a amostra é pequena podem existir diversas situações que não foram estudadas, sendo necessário perceber como o algoritmo se comporta em relação a possíveis adversidades encontradas.

Uma outra tarefa que pode ser desenvolvida é a segmentação de anomalias em TEP. Usando a informação do volume de TAC é possível encontrar a sua localização anatômica de forma mais precisa e a informação do volume de PET forneceria informação acerca da evolução da anomalia. Seria interessante fazer uma comparação voxel a voxel entre os

volumes e ver que conclusões podem ser retiradas.

Através dos algoritmos desenvolvidos podem ser analisados um grande número de exames. Este é um grande passo uma análise mais minuciosa de lesões que o fígado possa apresentar, com o objetivo de ver se a captação/não captação do radiotraçador tem informação de diagnóstico e/ou fisiológica relevante. Com a segmentação automática deste e de outros órgãos a avaliação deles passa a ser prática, permitindo caracterizar melhor os estados patológicos.

No ICNAS, todos os dias, um grande número de exames são adquiridos, o que torna quase impossível uma análise pormenorizada de todos os órgãos de todos os pacientes, seja qual for o objetivo inicial com que foi realizado o exame. Havendo ferramentas de segmentação dos vários órgãos, pode-se estimar que essa tarefa possa vir a ser desempenhada, levando a um diagnóstico mais cuidado e mais completo, que eventualmente permita detetar situações anormais que seriam difíceis de antecipar e analisar pelos médicos.

Bibliografia

- [1] Zayane, O., Jouini, B., Mahjoub, M. A. (2011). *Automatic liver segmentation method in CT images*. Canadian Journal on Image Processing Computer Vision Vol. 2, No. 8, pág.6-9.
- [2] Organização Mundial da Saúde - <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/index.html> (01 de fevereiro de 2013)
- [3] Cierniak, R. (2011). *X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*. Springer-Verlag London, pág.33-43, 64-66.
- [4] Hsied, J. (2009). *Computed Tomography*. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, Ed., second edi., pág.39-44,332.
- [5] <http://whs.wsd.wednet.edu/faculty/busse/mathhomepage/busseclasses/radiationphysics/lecturenotes/chapter6/chapter6.html>(20 de Julho de 2013);
- [6] <http://efeitofotoeletricoeCompton.webnode.com.br/explica%C3%A7%C3%A3o/>(20 de Julho de 2013)
- [7] <http://efeitofotoeletricoeCompton.webnode.com.br/efeito-Compton/> (20 de Julho de 2013)
- [8] Nery, F. R. A. (2012). *Lung Segmentation in PET and CT Exams*. Universidade de Coimbra. pág.11,37.
- [9] Romans, L. E. (2011). *Computed Tomography for Techonologists*. W. K. H. W. Wilkins, pág.6,7,16-19,50-57,355.

- [10] Saha, G. B. (2010). *Basics of PET Imaging*. L. Springer Science+Business Media, Second Edi., pág.35, 60-67,71-83.
- [11] Brenner, D. J., Georgsson, M. a. (2005). *Mass Screening With CT Colonography: Should the Radiation Exposure Be of Concern?*. American Gastroenterological Association, pág.328–337.
- [12] Pogoršak, E. B. (2010). *Radiation Physics for medical Physicists*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2o ed.), pág.476,572-573.
- [13] Khalil, M. M. (2011). *Basic Sciences of Nuclear Medicine*. Springer Verlag Berlin Heidelberg, pág.180-208.
- [14] H.Javdar, J.A.Parker. (2005). *Clinical PET and PET/CT*. Springer-Verlag London Limited, pág.2-5, 9-11 6-27, 32-39.
- [15] Lilley, J. (2001). *Nuclear Physics*. J. W. S. Ltd., pág.244.
- [16] E.Phelps, M. (2006). *PET Physics, Instrumentation and Scanners*. L. Springer Science+Business Media, pág. 5, 17-20, 51-70.
- [17] Ito, M., Hong, S.J., Lee, J.S (2011)*Positron emission tomography (PET) detectors with depth-of- interaction (DOI) capability*. Biomedical Engineering Letters, Volume 1, Assunto 2 , pág. 70-81.
- [18] Shreve, P.,Townsend,D.W. (2011) *Clinical PET-CT in Radiology*. Springer Science+Business Media, pág.24-28,88.
- [19] Bryan, R. N. (2010). *Introduction to the Science of Medical Imaging*. C. U. Press, pág.133-202.
- [20] Abdel-Misih, S. R. Z., Bloomston, M. (2010). *Liver anatomy*. The Surgical clinics of North America, pág. 643–53.
- [21] Skandalakis, J. E., Skandalakis, L. J., Skandalakis, P. N., Mirilas, P. (2004). *Hepatic surgical anatomy*. The Surgical clinics of North America, pág 413–435.

- [22] http://mmspf.msdonline.com.br/pacientes/manual_merck/secao_01/cap_001.html (01 de Agosto de 2013)
- [23] <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/1081754/human-digestive-system> (01 de Agosto de 2013)
- [24] Pack, P. E. (2001). *Anatomy and Physiology*. Hungry Minds Inc, pág.245-247.
- [25] Golla, K., Epstein, J. B., Cabay, R. J. (2004). *Liver disease: Current perspectives on medical and dental management. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*
- [26] Rockey, D. C., Friedman, S. L. *Hepatic Fibrosis and Cirrhosis*, pág 87–110.
- [27] Mendes, F. D., Lindor, K. D. (2004). *Primary sclerosing cholangitis. Clinics in liver disease*, pág 195–211.
- [28] Tarantino, G., Savastano, S., Colao, A. (2010). *Hepatic steatosis, low-grade chronic inflammation and hormone/growth factor/adipokine imbalance*. World Journal of Gastroenterology, pág. 4773– 4783.
- [29] Pfeiffer, R. F. (2007). *Wilson's Disease. Seminars in neurology*, pág. 123–32.
- [30] Farheen, S., Sengupta, S., Santra, A., Pal, S., Dhali, G. K. (2006). Gilbert's syndrome : High frequency of the (TA) 7 TAA allele in India and its interaction with a novel CAT insertion in promoter of the gene for bilirubin UDP-glucuronosyltransferase 1 gene, pág. 2269–2275.
- [31] Organização Mundial da Saúde - <http://www.who.int/csr/disease/hepatitis/en/> (29 de Agosto de 2013)
- [32] American Cancer Society. <http://www.cancer.org/acs/groups/cid/documents/webcontent/003058-pdf.pdf> (29 de Agosto de 2013)
- [33] Poletti, P.-A., Platon, A., Rutschmann, O. T., Schmidlin, F. R., Iselin, C. E., Becker, C. D. (2007). *Low-dose versus standard-dose CT protocol in patients with clinically suspected renal colic*. American journal of roentgenology, pág. 927–33.

- [34] Rodríguez-Vigil, B., Gómez-Léon, N., Pinilla, I., Hernández-Maraver, D., Coya, J., Martín-Curto, L., Rosario Madero. (2006). *PET/CT in Lymphoma: Prospective Study of Enhanced Full-Dose PET/CT Versus Unenhanced Low-Dose PET/CT*. Society of Nuclear Medicine, Inc., pág. 1643–1648.
- [35] Akbar, S. A., Jafri, S. Z. H., Amendola, M., Wiater, B. (2009). *Renal infections : An update*.
- [36] Bruder, H., Flohr, R., Raupach, R. (2002). *Histogram-Based Image Filtering in Computed Tomography*.
- [37] Willi A. Kalender,(2000). *Computed Tomography*. Munich: Publicis MCD Verlag.
- [38] Deserno, T. M. (2011). *Biomedical Image Processing*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, pág.27-33.
- [39] Dougherty, G. (2009). *Digital Image Processing for Medical Applications*. G.Dougherty, pág. 181-184, 309-311, 326-335.
- [40] Senthilkumaran, N., Rajesh, R. (2009) *Edge Detection Techniques for Image Segmentation – A Survey of Soft Computing Approaches*. International Journal of Recent Trends in Engineering, 1(2).
- [41] Gonzalez, R. C., Woods, R. E., Hall, P. (2002). *Digital Image Processing*. N. J. Prentice-Hall, Inc. Upper Saddle River, Second Edi., pág.134-137
- [42] http://forensicphotoshop.blogspot.pt/2013_01_01_archive.html (29 de Agosto de 2013)
- [43] <http://fcp-indi.github.io/docs/user/reho.html> (29 de Agosto de 2013)
- [44] http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3022722_1465-9921-11-181-3&req=4 (25 de Julho de 2013)
- [45] Kamdi, S., Krishna, R. K.. *Image Segmentation and Region Growing Algorithm*. International Journal of Computer Technology and Electronics Engineering (IJCTEE), pág. 103–107.

-
- [46] Sá, J. P. M. de. (2001). *Pattern Recoanition*. Springer, pág.14
- [47] Haddadi, A., Sahebi, M. R., Zoej, M. J. V., Ali mohammadzadeh. *Image Segmentation Using Wavelet and watershed transform*.
- [48] Tsechpenakis, G. (2011). *Multi Modality State-of-the-Art Medical Image Segmentation and Registration Methodologies*. A. S. El-Baz, R. Acharya U, M. Mirmehdi, J. S. Suri, Eds., Vol. 1.
- [49] Jayadevappa, D., Kumar, S. S., Murty, D. S. (2009). *A New Deformable Model Based on Level Sets for Medical Image Segmentation*. IAENG International Journal of Computer Science.
- [50] Li, C., Xu, C., Gui, C., D.Fox, M. (2005). *Level Set Evolution without Re-Initialization: A New Variational Formulation*. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05), pág. 430–436.
- [51] Zhao, M., Li, S. Z., Chen, C., Bu, J. . *Shape evaluation for weighted active shape models*. National Natural Science Foundation of China.
- [52] Behiels, G., Vandermeulen, D., Maes, F., Suetens, P., Dewaele, P.. *Active Shape Model-based Segmentation of Digital X-ray*.
- [53] Gao, X., Ya Su, X. L., Tao, D. (2010). *A Review of Active Appearance Models*. IEEE transactions on systems, man, and cybernetics-part C: applications and reviews, pág. 145–158.
- [54] Matthews, I., Baker, S. (2004). *Active Appearance Models Revisited*. International Journal of Computer Vision, pág 135–164.
- [55] Michopoulou, S.. *Image Analysis for the Diagnosis of MR Images of the Lumbar Spine*.
- [56] Morin, J.-P., Desrosiers, C., Duong, L. *Atlas-based segmentation of brain magnetic resonance imaging using random walks*.
- [57] Kalinié, H.. *Atlas-based image segmentation : A Survey*.

- [58] Okada, T., Shimada, R., Hori, M., Nakamoto, M., Chen, Y.-W., Nakamura, H., Sato, Y. (2008). Automated segmentation of the liver from 3D CT images using probabilistic atlas and multilevel statistical shape model. *Academic radiology*, pág. 1390–403.
- [59] Liu, J., Hu, Q., Chen, Z., Heng, P. (2008). *Adaptive Liver Segmentation from Multi-slice CT Scans*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 381–384.
- [60] Campadelli, P., Casiraghi, E., Pratisoli, S., Lombardi, G. (2009). *Automatic Abdominal Organ Segmentation from CT images*. *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, i(1), 1–14.
- [61] Yussof, W. N. J. W., Burkhardt, H. (2009). *3D Volumetric CT Liver Segmentation Using Hybrid Segmentation Techniques*. *International Conference of Soft Computing and Pattern Recognition*, pág.404–408.
- [62] Zhang, H., Yang, L., Foran, D. J., Noshier, J. L., Yim, P. J. (2009). *3D Segmentation of the liver using free-form deformation based on boosting and deformation gradients*. *IEEE*, pág. 494–497.
- [63] Fernandez-de-Manuel, L., Rubio, J. L., Ledesma-Carbayo, M. J., Pascau, J., Tello, J. M., Ramon, E., Santos, A. (2009). *3D liver segmentation in preoperative CT images using a level-sets active surface method*. *Conference proceedings:Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, pág.3625–8.
- [64] Gambino, O., Vitabile, S., Lo Re, G., La Tona, G., Librizzi, S., Pirrone, R., Midiri, M. (2010). *Automatic Volumetric Liver Segmentation Using Texture Based Region Growing*. *International Conference on Complex, Intelligent and Software Intensive Systems*, 146–152.
- [65] Zhang, X., Tian, J., Deng, K., Wu, Y., Li, X. (2010). *Automatic liver segmentation from CT scans based on a statistical shape model*. *Conference proceedings:Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, pág. 5351–4.

-
- [66] Hossein B. P. S., Qayumi, K. (2010). *Liver segmentation based on deformable registration and multi-layer segmentation*. 17th International Conference on Image Processing, pág. 2549–2552.
- [67] Li, C., Wang, X., Eberl, S., Fulham, M., Yin, Y., Feng, D. (2010). *Fully automated liver segmentation for low and high-contrast CT volumes based on probabilistic atlases*. IEEE 17th International Conference on Image Processing, pág. 1733–1736.
- [68] Beichel, R., Bornik, A., Bauer, C., Sorantin, E. (2012). *Liver segmentation in contrast enhanced CT data using graph cuts and interactive 3D segmentation refinement methods* Medical physics, pág. 1361–73.
- [69] Wong, K., Feng, D., Meikle, S. R., Fulham, M. J. (2002). *Segmentation of Dynamic PET Images*. IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, 49(1), 200–207.
- [70] Liao, J., Qi, J. (2006). *Dynamic PET Image Segmentation Using Multiphase Level Set Method*. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, pág. 2047–2052.
- [71] Hsu, C.-Y., Liu, C.-Y., Chen, C.-M. (2008). *Automatic segmentation of liver PET images*. Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society, pág. 601–10.
- [72] Li C., Fulham, M., Eberl, S., Dagan Feng (2009) *PET-enhanced liver segmentation for CT images from combined PET-CT scanners*. Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), IEEE
- [73] Li C., Wang X., Xia Y., Eberl S., Yin Y., Feng DD (2011) *Automated PET-guided liver segmentation from low-contrast CT volumes using probabilistic atlas*. Elsevier Ireland Ltd.
- [74] Li, C., Wang, X., Chen, J., Yin, Y., Feng, D. (2012). *PET-Guided Liver Segmentation for Low-Contrast CT via Regularized Chan-Vese Model*, 25(Bhi), 816–819.
- [75] Allan, M. (2003). *Probabilistic Methods for Improving Compressed Image Decoding*. University of Edinburgh, pág.112-123

- [76] Cohen, L. D., Cohen, I. (1992). *Deformable Models for 3D Medical Images using Finite Elements Balloons*. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition.
- [77] Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D. (1988). *Snakes: active contour models*. International Journal of Computer Vision, pág. 321–331.
- [78] Xu, C., Prince, J. L. (1998). *Generalized gradient vector flow external forces for active contours*. Signal Processing, pág. 131–139.
- [79] www.fullonsoftware.co.uk/snippets/content, Math Calculating Face Normals. (27 de Agosto de 2013)
- [80] Hjelle, Ø. Dæhlen M. (2006) *Triangulations and Applications*. Springer Berlin Heidelberg New York. pág.170
- [81] Thie, J. A. (2004). *Understanding the standardized uptake value, its methods, and implications for usage*. Journal of nuclear medicine, pág. 1431–4
- [82] Silva, J. S., Santos, J. B., Roxo, D., Martins, P., Castela, E., Martins, R. (2012). *Algorithm Versus Physicians Variability Evaluation in the Cardiac Chambers Extraction*. IEEE transactions on information technology in biomedicine, pág 835–841.
- [83] Sousa Santos, B., Ferreira, C., Silva, J. S., Silva, A., Teixeira, L. (2004). *Quantitative evaluation of a pulmonary contour segmentation algorithm in X-ray computed tomography images*. Academic radiology, pág. 868–78.
- [84] McGill, R., Tukey, J. W., A.Larsen, W. (1978). *Variations of Box Plots*. American Statistical Association, pág. 12–16.
- [85] Potter, K. *Methods for Presenting Statistical Information : The Box Plot*, pág. 97–106.
- [86] Hofmann, H., Kafadar, K., Wickham, H. (2006). *Letter-Value Box Plots : Adjusting Box Plots for Large Data Sets*.
- [87] <http://www.math.wpi.edu/saspdf/stat/chap18.pdf>, pág 419 (20 de Julho de 2013)

- [88] <http://wiki.engr.illinois.edu/display/BIOE414/PET+Scanner+Overview> (20 de Julho de 2013)

Apêndice A

Ampola de raio-x

As ampolas de raio-x são constituídas por um ânodo e um cátodo em vácuo, envolvidos por um material vitrificado ou metálico. O cátodo é constituído por um filamento de tungstênio, que ao ser aquecido a elevadas temperaturas, torna-se uma fonte de elétrons. Estes são acelerados em direção a uma superfície que contém o ânodo [19]. É a interação dos elétrons com essa superfície que leva à produção de raio-x, que por sua vez são emitidos por uma janela de Berílio[3] existente na ampola em direção ao doente.

O ânodo não tem uma superfície paralela com o cátodo. Esta possui um ângulo de inclinação entre 10° e 20° de amplitude. Para que a produção de raio-x seja mais eficiente, o material que a reveste deve possuir um elevado número atômico [3].

O cátodo possui um foco, local de saída dos elétrons, que quanto mais semelhante com uma fonte pontual, maior a nitidez da imagem projetada. O aquecimento deste provém da diferença de tensão entre dois eletrodos metálicos, provocando a produção de corrente numa bobina, que por sua vez aquece o cátodo [3].

Interações que podem ocorrer no ânodo

- O elétron aproxima-se do núcleo a alta velocidade. Devido ao poder de atração entre o núcleo e o elétron, este último sofre travagem emitindo radiação conhecida como *Bremsstrahlung* - radiação de travagem. A energia da radiação resultante depende da quantidade da energia cinética incidente que é libertada durante a interação. A intensidade da radiação de *Bremsstrahlung* é dada pela equação A.1, onde Z_e é a carga do núcleo alvo, ze representa a carga incidente e m é a massa da partícula carregada [4].

$$I \propto \frac{Z^2 z^4 e^6}{m^2} \quad (\text{A.1})$$

- No segundo tipo, a interação dá-se entre o eletrão incidente e um eletrão da camada mais interna do átomo. Se a energia incidente é superior à de ligação do eletrão, este é ejetado deixando uma lacuna preenchida por um eletrão da camada seguinte com libertação de energia característica raio-x. A energia emitida é igual à diferença entre as lacunas envolvidas (equação A.2). Esta varia entre 20 a 140 keV. Como os níveis de energia são bem definidos, a energia emitida também é bem definida. Os índices $c1$ correspondem à energia da camada mais interna e $c2$ da camada seguinte [4].

$$\frac{hc}{\lambda} = E_{c1} - E_{c2} \quad (\text{A.2})$$

- Na última interação, o eletrão colide diretamente com o núcleo convertendo toda a sua energia em radiação de *Bremsstrahlung*. Esta tem menor probabilidade de acontecer quando comparada com as anteriores [4]. Os raios-x provenientes deste tipo de interação são os mais energéticos, podendo atingir os 20MeV [3].

Detetores

Os detetores gasosos, na maior dos casos, são constituídos pelo material inerte xénon. Este gás é envolvido por um invólucro de alumínio sob uma alta pressão [4]. Este é um detetor de fácil calibração e de produção a baixo custo [3].

Na sua constituição existem muitas placas de tungsténio. Quando a radiação entra no invólucro, a interação de efeito fotoelétrico provoca a ionização do gás. Os iões são acelerados e amplificados por um campo elétrico criado entre as placas de tungsténio. Na placa com 0V há acumulação dos iões enquanto que na placa de 500V acumulam-se os eletrões, produzindo corrente elétrica. Neste detetor a eficiência de detecção é baixa, já que parte da radiação que entra no invólucro não ioniza o gás devido à sua baixa densidade [4].

Os materiais que compõem o detetor sólido podem ser o bismuto, o cézio, o iodo, o tungsténio, entre outros. A eficiência destes detetores é de aproximadamente 100% devido

ao elevado número atômico dos elementos e à alta densidade. Tal como no tipo gasoso, o raio-x incidente desencadeia o efeito fotoelétrico. Quando o átomo que sofreu interação regressa ao estado fundamental é emitida luz. Existe um fotodíodo em contato com o cristal que tem como função a transformação dessa luz num sinal elétrico [3].

Apêndice B

Fotomultiplicador

Os fótons de luz emitidos são detetados nos tubos dos fotomultiplicadores (figura B.1) e incidem no fotocátodo. A energia aí depositada é absorvida pelos eletrões que de seguida escapam dos átomos. Estes sofrem uma diferença de potencial e são acelerados contra o dínodos. Este choque faz com que haja uma maior libertação de eletrões amplificando o sinal.

Dentro do fotomultiplicador existe muitos dínodos. Assim quando os eletrões atingem o ânodo é formada uma corrente eléctrica possível de ser detetada, ou seja, o fotomultiplicador transforma a luz incidente num sinal eléctrico, para que a determinação da posição e da energia do evento seja possível. Para melhorar a informação, o sinal eléctrico passa por um analisador de altura de pulso que elimina fótons de baixa energia resultantes da dispersão [14]

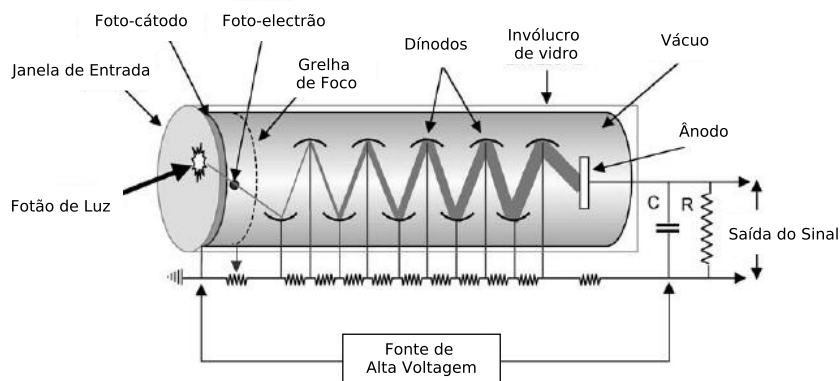


Figura B.1: Fotomultiplicador [88].

Cristais

Na tabela B.1 estão referidas as propriedades dos materiais cintiladores. O Iodeto de

Tabela B.1: Propriedades dos materiais cintiladores mais usados em TEP (adaptado de [13]).

Cintilador	NaI(Tl)	BGO	GSO:Ce	LSO:Ce	LYSO:Ce	LaBr ₃ :Ce	BaF ₂
Densidade (g/cm ³)	3,7	7,1	6,7	7,4	7,1	5,3	5,9
Saída de Luz relativa(%)	100	15	30	75	75	160	5
Tempo de Decaimento(ns)	230	300	65 60	40	41	16	0,8
Efeito Fotoelétrico	17	40	25	32	33	12	13
Atenuação Linear a 511Kev	0,34	0,92	0,62	0,87	0,86	0,47	44
Número Atômico Efetivo	51	74	59	66	64	47	54

Sódio (NaI(Tl)), Brometo de Lantânio (LaBr₃) e Fluoreto de Bário (BaF₂) têm a densidade e número atômico baixo relativamente a outros cintiladores o que lhes confere uma baixa janela de travagem.

Por outro lado o Germanato de Bismuto (BGO) tem uma boa janela de paragem, mas tempo de decaimento muito lento, elevando o tempo morto. Os cintiladores Oxiortosilicato de Gadolínio (GSO), Oxiortosilicato de Lutécio (LSO) e Oxiortosilicato de Lutécio Ítrio (LYSO) têm densidade e número atômico mais alto, no entanto têm atenuação linear alta levando à pouca resolução da imagem.

O BGO:Ce tem boas características sendo um dos cintiladores usados em TEP. Por fim, LSO e LYSO têm características muito semelhantes, uma boa janela de paragem e o tempo de decaimento rápido. São usados, também, em TEP.

O LSO e LYSO têm tempo de decaimento baixo. Como já foi referido, um rápido decaimento leva à diminuição do tempo morto do detetor.

Esta é uma característica muito importante para a distinção do evento. Se o evento de aniquilação acontece no lado do corpo mais próximo do detetor, um dos fótons emitidos vai estar mais perto deste, pelo que chegará em primeiro lugar ao detetor. Se o detetor conseguir medir a diferença de chegada dos fótons, é possível distinguir com mais precisão a localização da aniquilação [13].

Apêndice C

C.1 Segmentação em TAC

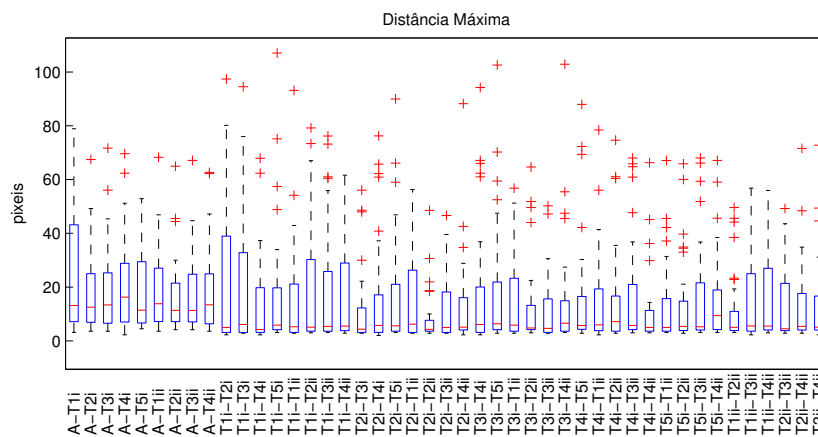


Figura C.1: Diagramas de caixa em relação à métrica distância máxima.

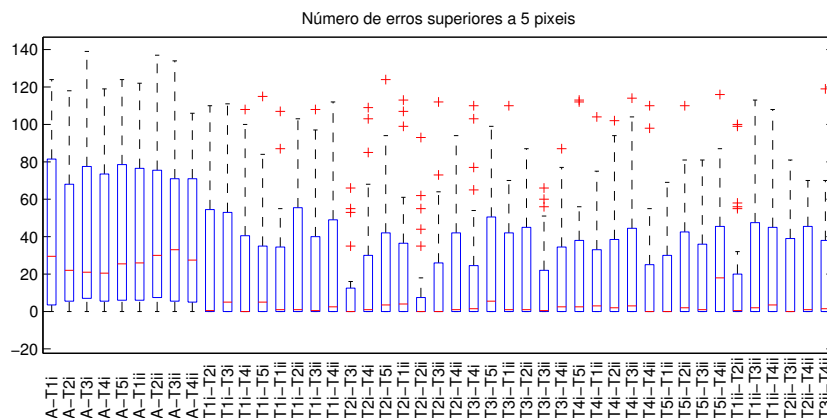


Figura C.2: Diagramas de caixa em relação à métrica número de erros superiores a 5 pixels.

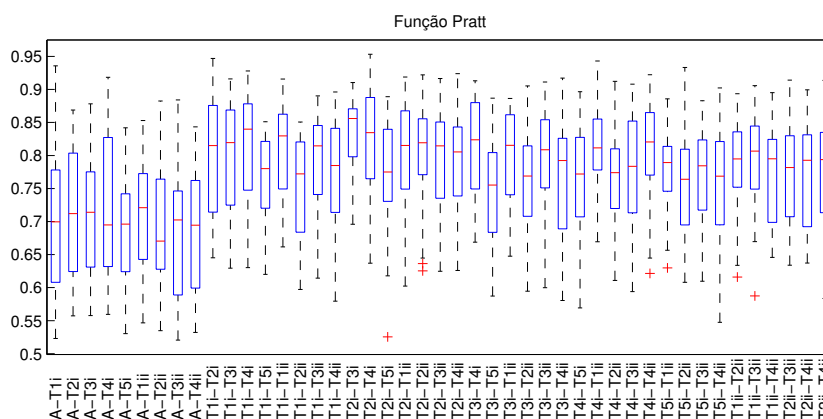


Figura C.3: Diagramas de caixa em relação à métrica função Pratt.

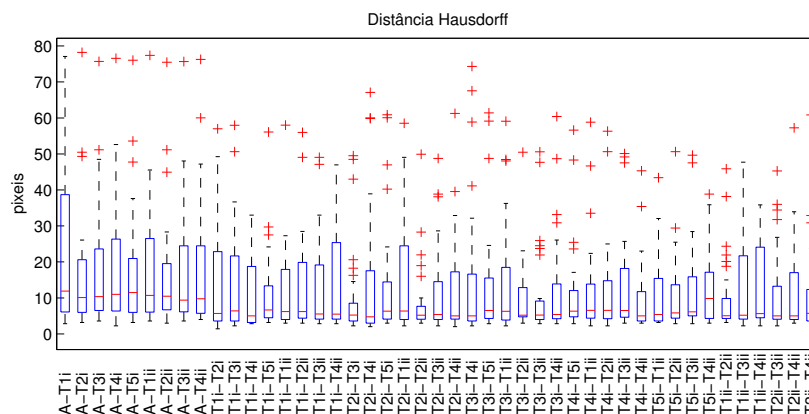


Figura C.4: Diagramas de caixa em relação à métrica distância Hausdorff.

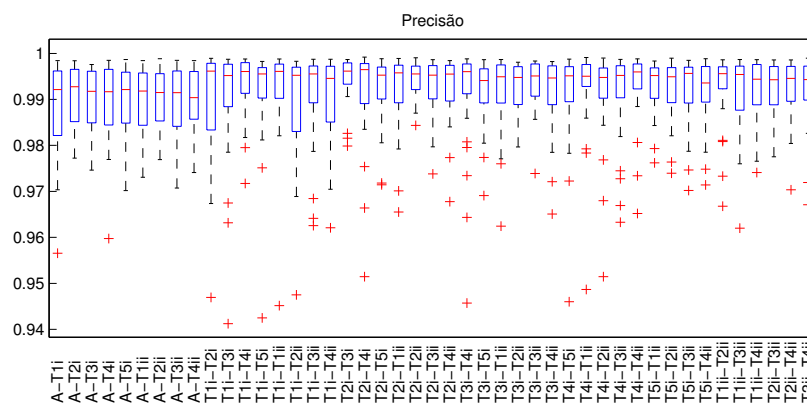


Figura C.5: Diagramas de caixa em relação à métrica precisão.

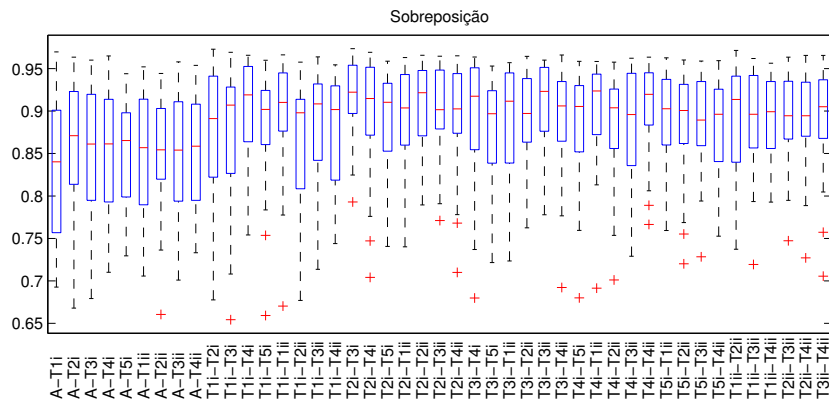


Figura C.6: Diagramas de caixa em relação à métrica sobreposição.

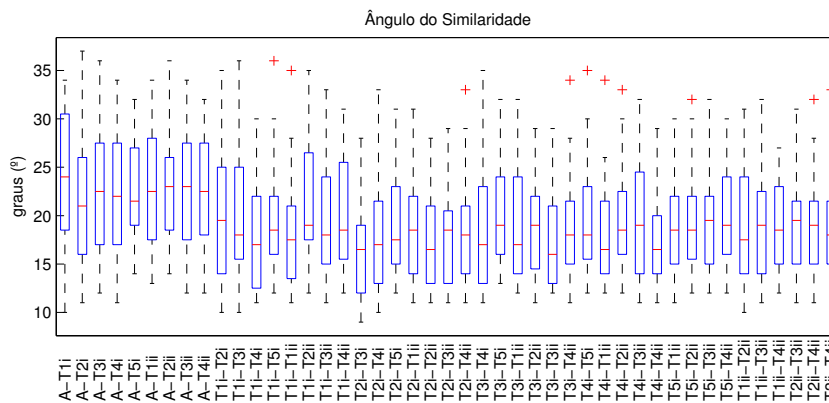


Figura C.7: Diagramas de caixa em relação à métrica ângulo de similaridade.

C.2 Segmentação em TEP

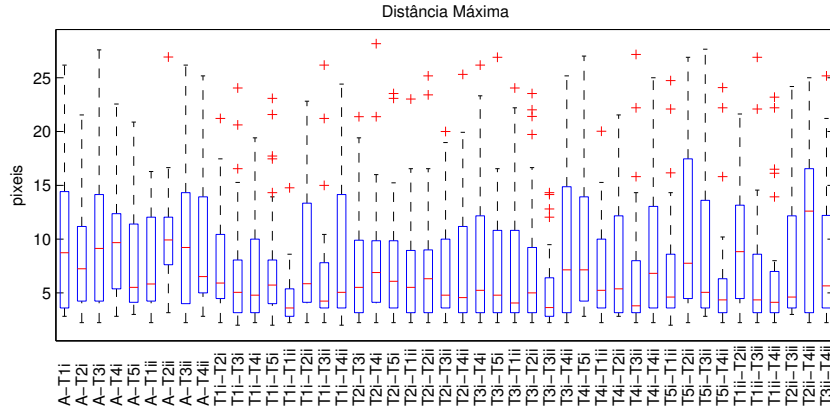


Figura C.8: Diagramas de caixa em relação à métrica distância máxima.

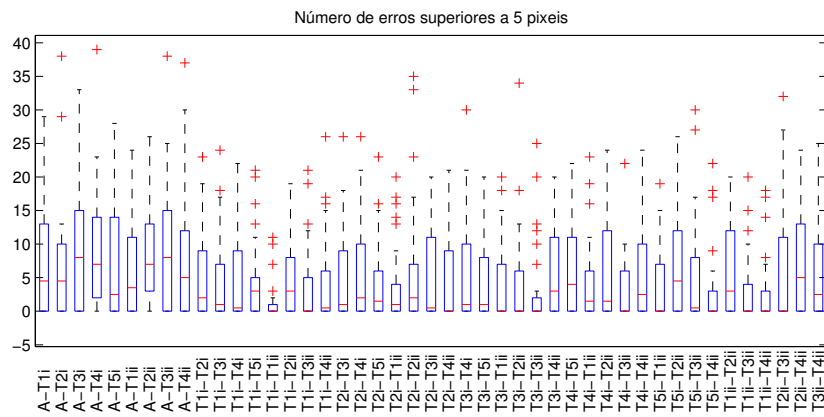


Figura C.9: Diagramas de caixa em relação à métrica número de erros superiores a 5 pixels.

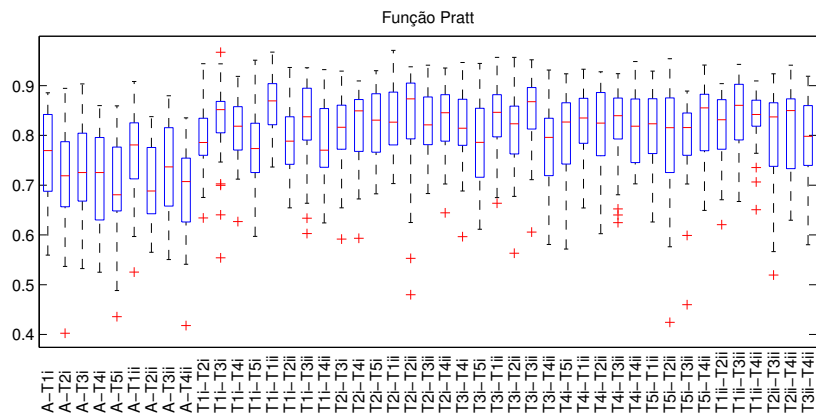


Figura C.10: Diagramas de caixa em relação à métrica função Pratt.

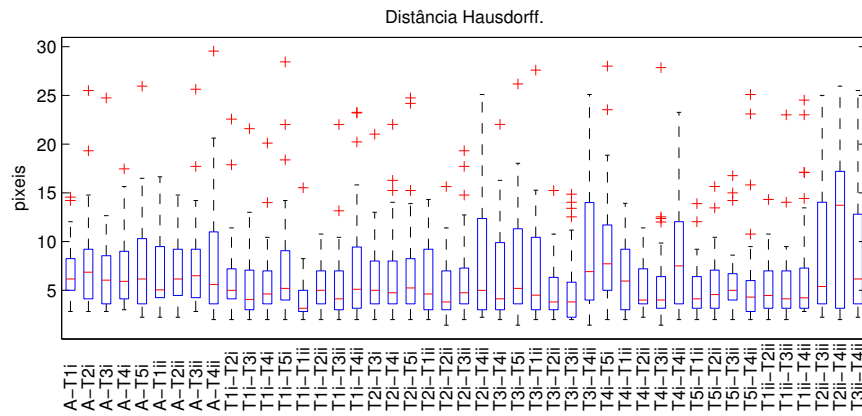


Figura C.11: Diagramas de caixa em relação à métrica distância Hausdorff.

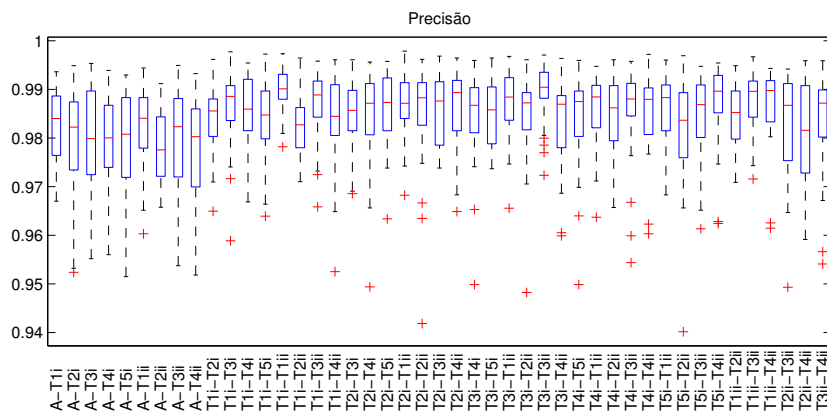


Figura C.12: Diagramas de caixa em relação à métrica precisão.

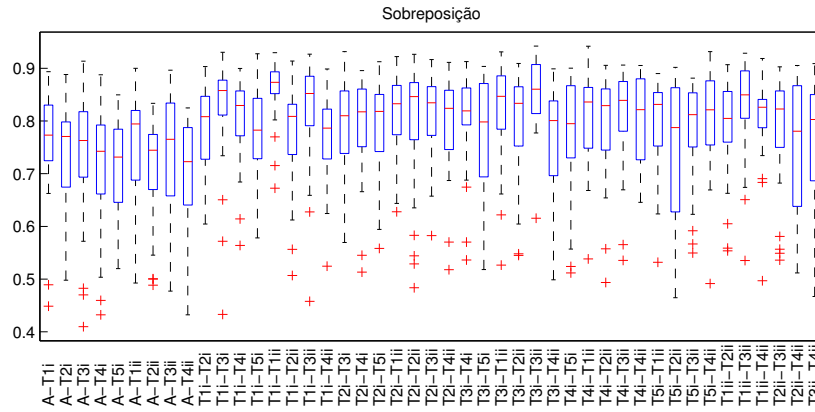


Figura C.13: Diagramas de caixa em relação à métrica sobreposição.

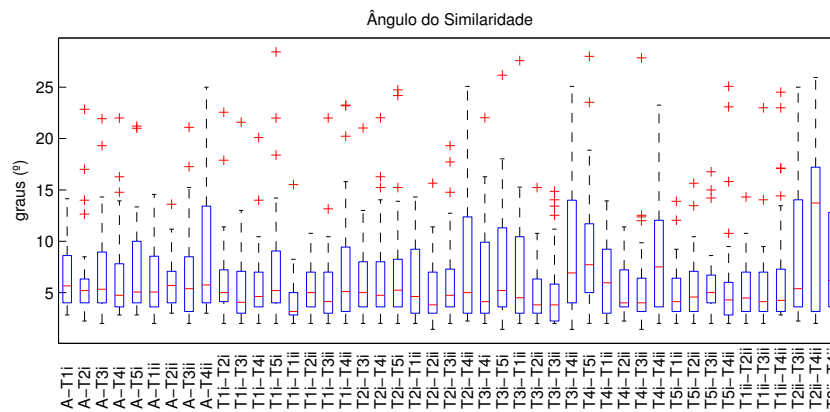


Figura C.14: Diagramas de caixa em relação à métrica ângulo de similaridade.

C.3 Segmentação TEP/TAC

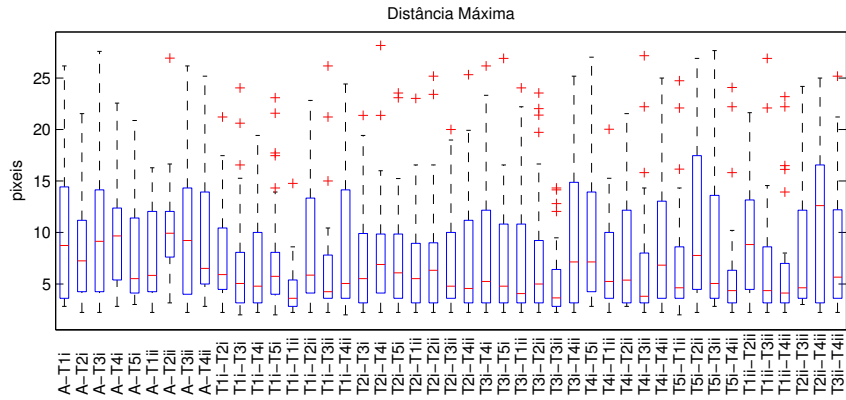


Figura C.15: Diagramas de caixa em relação à métrica distância máxima.

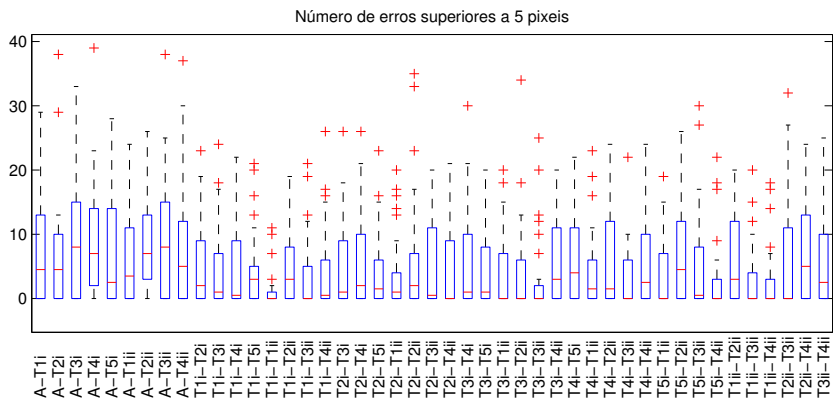


Figura C.16: Diagramas de caixa em relação à métrica número de erros superiores a 5 pixels.

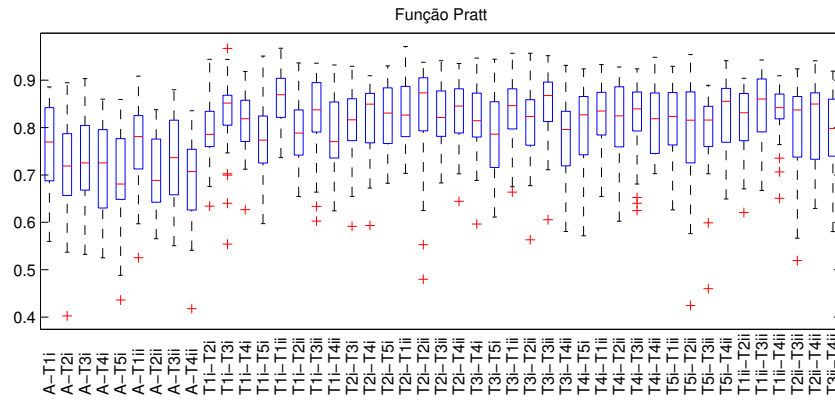


Figura C.17: Diagramas de caixa em relação à métrica função Pratt.

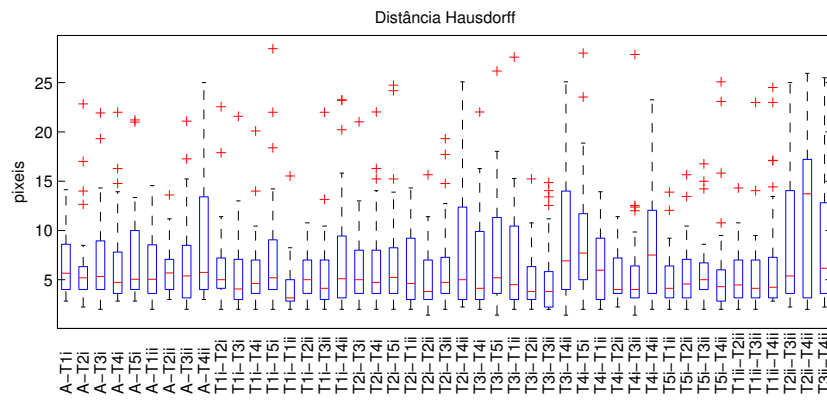


Figura C.18: Diagramas de caixa em relação à métrica distância Hausdorff.

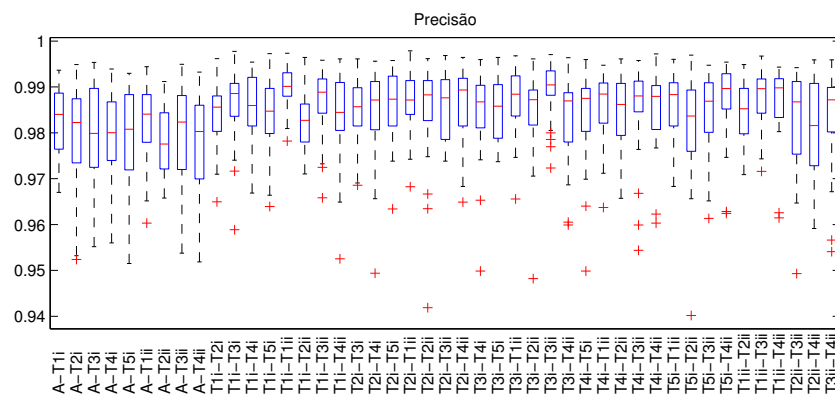


Figura C.19: Diagramas de caixa em relação à métrica precisão.

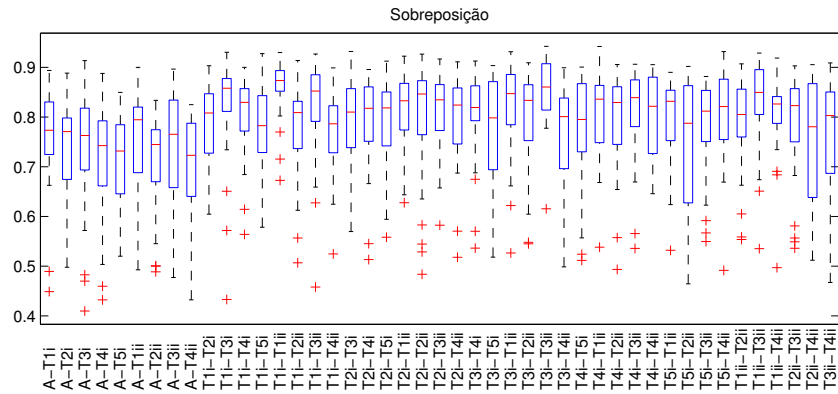


Figura C.20: Diagramas de caixa em relação à métrica sobreposição.

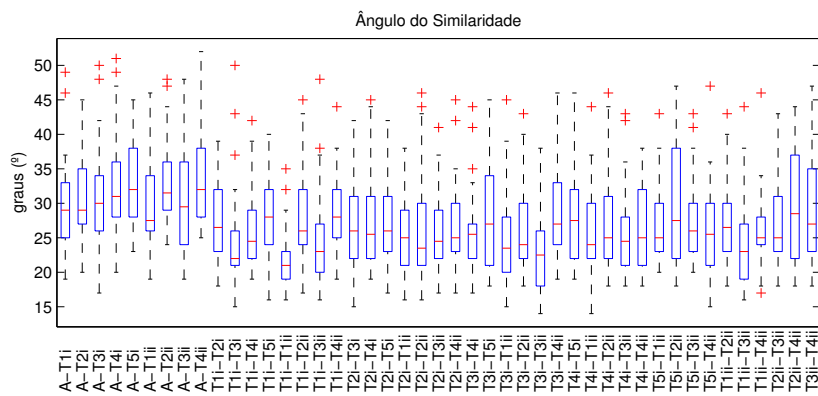


Figura C.21: Diagramas de caixa em relação à métrica ângulo de similaridade.