

**FACULDADE DE ENGENHARIA DA
UNIVERSIDADE DO PORTO**



FEUP

**Contribuições para o
Pré-processamento de Imagens
Endoscópicas para a Detecção e
Caracterização de Focos de Criptas
Aberrantes**

Luís André Fonseca Ferro

Dissertação
Mestrado Integrado em Bioengenharia

Orientador: Professor João Manuel R. S. Tavares
Departamento de Engenharia Mecânica
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Setembro de 2012

Contribuições para o Pré-processamento de Imagens Endoscópicas para a Detecção e Caracterização de Focos de Criptas Aberrantes

Luís André Fonseca Ferro

Dissertação
Mestrado Integrado em Bioengenharia

Aprovado em provas públicas pelo Júri:

Presidente: Professor Aurélio Joaquim de Castro Campilho

Arguente: Professor Miguel Tavares Coimbra

Orientador: Professor João Manuel Ribeiro da Silva Tavares

26 de Setembro de 2012

Resumo

O cancro colo-retal é uma doença grave que afeta um grande número de pessoas em todo o Mundo. O processo de formação do cancro colo-retal é um processo demorado, e o rastreio da doença pode prevenir o seu desenvolvimento. Existe uma sequência carcinogénica colo-retal que se traduz num processo gradual de transformação do epitélio normal para epitélio com displasia e posteriormente para um carcinoma, estando estas transformações associadas à acumulação de múltiplas alterações genéticas que vão sendo clonadas continuamente.

Os focos de criptas aberrantes são as primeiras evidências anatómicas do processo carcinogénico colo-retal. Uma identificação destas estruturas permitirá fornecer uma resposta atempada ao problema do cancro colo-retal. Outras estruturas, como os adenomas, dão sequência ao progresso gradual do cancro colo-retal.

A detecção de focos de criptas aberrantes por colonoscopia é um processo difícil e fortemente dependente do examinador. Técnicas computacionais de processamento e análise de imagem podem ser utilizadas para tornar mais fácil a detecção destas estruturas e homogeneizar a resposta entre diferentes examinadores.

Os sistemas de apoio à decisão médica aplicados a imagens de endoscopia apresentam variadas soluções para os mais diversos problemas de rastreio de patologias. Sendo reconhecido que a atividade mais importante dos gastroenterologistas consiste no rastreio do cancro do cólon, é natural que muitos dos estudos se focalizem nesta problemática.

Uma característica indesejada das imagens de endoscopia é a presença de regiões de reflexão de luz. A forte concentração de luminosidade nestas regiões pode contribuir para a oclusão de estruturas de interesse no diagnóstico médico. Por outro lado, e em termos de processamento e análise de imagem, estas regiões não apresentam informação fidedigna, e por isso não devem ser consideradas nas etapas de extração de características e de classificação.

Ao longo deste trabalho foram desenvolvidas metodologias computacionais com o intuito de melhorar a qualidade e a análise de imagens obtidas por endoscopia. Neste trabalho foram desenvolvidos dois processos distintos com a finalidade de detetar e segmentar as regiões de reflexão de luz. Anteriormente ao processo de deteção e segmentação, foi

desenvolvido um algoritmo para a definição da região de interesse nas imagens de endoscopia. Posteriormente ao processo de detecção e segmentação foi desenvolvida uma metodologia para reconstruir as regiões da imagem que foram detetadas como zonas de reflexão de luz.

No que diz respeito ao algoritmo de definição automática da região de interesse, os resultados obtidos apresentam valores de sensibilidade, especificidade e exatidão próximos dos 100%. Os resultados finais de todo o processo que resulta na segmentação das regiões de reflexão de luz apresentam uma sensibilidade máxima de 78.7%, acompanhada de uma especificidade de 98.1% e uma exatidão de 97.5%. Em relação ao processo de reconstrução das regiões de reflexão de luz obteve-se um valor médio de PSNR (*Peak Signal-to-Noise Ratio*) de aproximadamente 25 dB.

No geral, pode-se concluir que embora os resultados da reconstrução de imagem não sejam os mais satisfatórios, os resultados obtidos para os restantes métodos desenvolvidos são bastante prometedores, o que valida os métodos desenvolvidos como uma solução para a detecção e segmentação das regiões de reflexão de luz e para a definição da região de interesse em imagens de endoscopia.

Abstract

Colorectal cancer is a serious disease that affects a large number of people around the World. The process of colorectal cancer formation is a lengthy process, and disease screening can prevent its development. There is a colorectal carcinogenic sequence which relies into a gradual process of transformation from normal epithelium to dysplastic epithelium, and subsequently to a carcinoma, these changes are associated with the accumulation of multiple genetic changes that are being cloned continuously.

The aberrant crypt foci are the first anatomical evidence of the carcinogenic colorectal process. An identification of these structures will provide a timely response to the problem of colorectal cancer. Other structures, such as adenomas, follow the gradual progress of colorectal cancer.

The detection of aberrant crypt foci by colonoscopy is a difficult process and strongly depends on the examiner. Computer techniques of image processing and analysis can be used to make easier to detect these structures, and homogenize the response between different examiners.

The decision support systems applied to medical endoscopy images show different solutions for different problems in screening of diseases. It is recognized that the most important activity of gastroenterologists is the screening of colon cancer, so it is natural that many of the studies focus on this issue.

An undesired characteristic of endoscopic images is the presence of light reflection regions. The high concentration of light in such regions may contribute to the occlusion of structures of interest in medical diagnosis. Moreover, and in terms of image processing and analysis, these regions do not have reliable information, and therefore should not be considered in feature extraction and classification processes.

Throughout this work were developed computational methodologies in order to improve the quality of endoscopic images. Hence, two distinct processes were developed in order to detect and segment the light reflection regions. Previously to these process of detection and segmentation, an algorithm was developed to define the region of interest in endoscopic images . Later to the process of detection and segmentation, was developed a methodology to reconstruct the image regions which were detected as areas of light

reflection.

With regard to the algorithm for automatic definition of the region of interest, the results show sensitivity, specificity and accuracy of approximately 100 %. The final results of the process that results in the segmentation of the light reflection regions have a maximum sensitivity of 78.7 %, accompanied by 98.1 % of specificity and 97.5 % of accuracy. Regarding the process for reconstruction of light reflection regions, was obtained a mean value of PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) of approximately 25 dB.

In general, we may conclude that although the results of image reconstruction are not completely satisfactory, the results obtained for the other developed methods are quite promising, validating the developed methods as a solution for the detection and segmentation of light reflection regions and to define the region of interest in endoscopic images.

Agradecimentos

A realização deste trabalho não era possível sem o contributo direto ou indireto de um grupo de pessoas, que para além de sempre demonstrarem uma amizade sincera, disponibilizaram-se incondicionalmente a ajudar-me na procura de soluções para os problemas que foram surgindo ao longo deste trabalho.

- O Professor Doutor e Orientador João Manuel R. S. Tavares.
- Os meus colegas e amigos do curso de Bioengenharia, Marco da Costa Marques, Pedro Miguel Coimbra da Costa Leal e João Pedro da Silva Monteiro.
- Todos os meus professores, do curso de Bioengenharia da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Minha família e amigos.
- Minha namorada, Carla Filipa da Cunha Pereira.

Com os mais sinceros agradecimentos,

Luís André Fonseca Ferro.

*“Things which we see are not by themselves what we see . . .
It remains completely unknown to us what the objects may be
by themselves and apart from the receptivity of our senses.
We know nothing but our manner of perceiving them.”*

Immanuel Kant

Índice

1	Introdução	1
1.1	Motivação	1
1.2	Objectivos	3
1.3	Metodologia	3
1.4	Estrutura da Dissertação	5
1.5	Contribuições	5
2	Cancro Colo-Retal: Génese e Estruturas Identificativas	7
2.1	Introdução	7
2.2	Intestino Grosso	8
2.2.1	Anatomia, histologia e fisiologia	8
2.2.2	Processos digestivos	10
2.3	Focos de criptas aberrantes e cancro colo-retal	11
2.3.1	Células epiteliais do cólon	11
2.3.2	Colonoscopia e diagnóstico médico do cancro colo-retal	14
	a) Colonoscopia	14
	b) Identificação de pólipos por endoscopia	16
	c) Propriedades endoscópicas de alguns tipos de pólipos	17
2.4	Resumo	18
3	Revisão Bibliográfica: Sistemas CAD em Endoscopia	21
3.1	Introdução	21
3.2	Processamento e análise de imagem	22
3.2.1	Espaços de cor	22
	a) Espaço de cor RGB	22
	b) Espaço de cor YCbCr	22
	c) Espaço de cor HSV	23
	d) Espaço de cor HSI	23
	e) Espaço de cor NTSC	24

3.2.2	Transformada de intensidades	24
3.2.3	Métodos de segmentação de imagem	25
a)	<i>Threshold</i> de Otsu	26
b)	<i>Threshold</i> adaptativo	28
c)	<i>Region Growing</i>	28
3.3	Processamento e análise de imagens de endoscopia: Estado da arte	30
3.3.1	Sistemas de apoio à decisão médica de doenças do cólon	30
3.3.2	Deteção e tratamento de pontos de reflexão de luz em imagens de endoscopia	32
3.4	Resumo	33
4	Soluções Computacionais Desenvolvidas	35
4.1	Introdução	35
4.2	Conjunto de dados	37
4.3	Interfaces gráficas	38
4.4	Definição da região de interesse	41
4.5	Deteção dos pontos de reflexão	45
4.6	Melhoramento do contraste da imagem	47
4.7	Segmentação dos pontos de reflexão	50
4.8	Reconstrução da imagem	50
4.9	Resumo	52
5	Resultados e Discussão	55
5.1	Introdução	55
5.2	Definição da região de interesse	58
5.3	Deteção dos pontos de reflexão	59
5.4	Melhoramento do contraste	61
5.5	Segmentação dos pontos de reflexão	61
5.6	Reconstrução de imagem	64
5.7	Eficiência computacional dos algoritmos desenvolvidos	66
5.8	Conclusões	67
6	Conclusões Finais e Trabalho Futuro	69
6.1	Conclusões Finais	69
6.2	Trabalho Futuro	70
	Bibliografia	73

Lista de Figuras

1.1	Exemplo de foco de cripta aberrante (no interior do círculo branco) (adaptado de Roncucci et al. (2000)).	2
2.1	Representação do intestino grosso (retirado de Wise (2008)).	8
2.2	Histologia do intestino grosso: Mucosa (M), Mucosa muscular (MM); Submucosa (SM); Muscular externa (ME) (retirado de Marieb and Hoehn (2007) e Junqueira and Carneiro (2005) , respetivamente).	9
2.3	Criptas na mucosa normal do cólon, sendo visível o lúmen intestinal no topo da imagem (retirado de Saltz (2002)).	12
2.4	Renovação celular no intestino (retirado de Junqueira and Carneiro (2005)).	13
2.5	Pólipo intestinal (no interior do círculo branco) (adaptado de MD.SAUDE (2010)).	14
2.6	Sequência da carcinogénese colo-retal (ACF - <i>Aberrant Crypt Foci</i>) (retirado de Alberici (2007)).	15
2.7	Pólipos em imagens de colonoscopia (adaptado de Schiller (2002)).	17
2.8	Tipos de pólipos serrados (HP - <i>Hyperplastic Polyp</i> ; SSA - <i>Sessile Serrated Adenoma</i> ; TSA - <i>Traditional Serrated Adenoma</i>) (retirado de Leonard et al. (2011)).	18
2.9	Aparência endoscópica de um ASS: Usando luz branca (à esquerda), usando NBI (à direita) (retirado de Leonard et al. (2011)).	19
3.1	a) Composição de um <i>pixel</i> numa imagem RGB (retirado de Gonzalez (2004)). b) Representação do espaço de cor RGB (retirado de González and Woods (2002)).	22
3.2	Representação de uma vizinhança 3x3 no ponto (x,y) de uma imagem (retirado de Gonzalez (2004)).	25
3.3	Exemplos de funções de transformação de intensidade (retirado de Gonzalez (2004)).	26

3.4	Exemplo de <i>threshold</i> adaptativo (retirado de Fisher et al. (2003)): a) imagem original; b) <i>threshold</i> global; c) <i>threshold</i> adaptativo.	29
3.5	Sistema CAD em endoscopia (CBVR - <i>Content-based video retrieval</i> ; CBIR - <i>Content-based image retrieval</i>) (retirado de Liedlgruber and Uhl (2011)).	31
3.6	Exemplo de uma imagem de endoscopia com regiões de reflexão de luz indicadas por setas (retirado de Yao et al. (2010)).	32
4.1	Imagens de endoscopia com zonas de reflexão de luz: a) Reflexões de pequenas dimensões na região superior esquerda da imagem; b) Reflexão de grandes dimensões na região inferior direita da imagem.	36
4.2	Diagrama de fluxo geral dos processos desenvolvidos de detecção e reconstrução dos pontos de reflexão de luz em imagens de endoscopia.	36
4.3	Vista geral da interface gráfica especificamente criada para o desenvolvimento e teste de novos algoritmos de processamento e análise de sequência de imagens de endoscopia.	38
4.4	Vistas promenorizadas da interface gráfica utilizada no desenvolvimento dos algoritmos de processamento e análise de sequência de imagens de endoscopia: a) <i>Popup</i> de seleção de métodos de processamento e análise de imagem; b) Região que permite a escrita de código computacional; c) Componentes gráficos ativadores de ações típicas dos softwares de visualização de vídeo ; d) Componente gráfico que permite visualizar as ações realizadas.	39
4.5	Interface gráfica para realização das anotações manuais: a) Marcação da região de interesse (linha azul); b) Marcação de uma região de reflexão de luz (linha verde) e menu que permite adicionar ou rejeitar a marcação efectuada; c) Resultado das marcações efetuadas (áreas azul e verde).	42
4.6	Representação gráfica do algoritmo de definição da região de interesse.	44
4.7	Representação gráfica dos dois algoritmos desenvolvidos para o processo de detecção de pontos de reflexão de luz.	46
4.8	Representação gráfica do algoritmo de melhoramento do contraste da imagem desenvolvido.	48
4.9	Representação gráfica da equação de transformação de intensidades (th - valor de <i>threshold</i> calculado no processo de detecção das regiões de reflexão de luz)	49
4.10	Representação gráfica dos algoritmos segmentação das regiões de reflexão de luz.	51

4.11	Representação gráfica do algoritmo desenvolvido para a reconstrução das regiões de reflexão de luz.	53
5.1	Imagens de endoscopia com regiões de reflexão de luz criadas artificialmente. As imagens encontram-se ampliadas na região de reflexão de luz: a) Reflexão de raio 5; b) Reflexão de raio 5 com anel escuro; c) Reflexão de raio 15; d) Reflexão de raio 15 com anel escuro.	58
5.2	Imagens de endoscopia: a) Imagem com logotipos; 5. b) Imagem convencional; c) Resultado da definição automática da região de interesse para a imagem de endoscopia convencional.	59
5.3	Exemplo de comparação da deteção automática com a anotação manual das regiões de reflexão de luz: a) Imagem original; b) Anotação manual; c) Deteção automática.	60
5.4	Impacto da aplicação do método de melhoramento do contraste na imagem de endoscopia: a) Imagem original, componente I do espaço de cor HSI; b) Imagem com contraste melhorado.	61

Lista de Tabelas

4.1	Informação acerca dos vídeos utilizados neste trabalho: 1) <i>The Gastrointestinal Video Atlas</i> (Murra-Saca, 2005); 2) DAVE Project (2003).	37
5.1	Comparação entre as anotações manuais para a definição da região de interesse.	56
5.2	Comparação entre as anotações manuais para a detecção das regiões de reflexão de luz.	57
5.3	Comparação entre as anotações automáticas e as anotações manuais para o processo de definição da região de interesse.	58
5.4	Comparação entre as anotações automáticas e as anotações manuais para o processo de detecção das regiões de reflexão de luz: a) Espaço de cor HSI; b) Espaço de cor YCbCr.	60
5.5	Comparação entre as anotações automáticas e as anotações manuais para o processo de segmentação das regiões de reflexão de luz, sem melhoramento de contraste: a) Espaço de cor HSI; b) Espaço de cor YCbCr.	62
5.6	Comparação entre as anotações automáticas e as anotações manuais para o processo de segmentação das regiões de reflexão de luz, com melhoramento de contraste: a) Espaço de cor HSI; b) Espaço de cor YCbCr.	63
5.7	Avaliação do algoritmo de reconstrução em regiões de reflexão de luz sintetizadas artificialmente. a) Regiões circulares de raio 5. b) Regiões circulares de raio 15.	65
5.8	Tempos de execução médios dos algoritmos para cada método desenvolvido (segundos/frame).	66

Abreviaturas e Símbolos

FCA ou (ACF)	Focos de Criptas Aberrantes (<i>Aberrant Crypt Foci</i>)
PH ou (HP)	Pólipos Hiperplásticos (<i>Hyperplastic Polyp</i>)
ASS ou (SSA)	Adenomas Serrados Sésseis (<i>Sessile Serrated Adenoma</i>)
AST ou (TSA)	Adenomas Serrados Tradicionais (<i>Traditional Serrated Adenoma</i>)
NBI	<i>Narrow Band Imaging</i>
FICE	<i>Fujinon Intelligent Chromo Endoscopy</i>
SVM	<i>Supported Vector Machines</i>
HSI	<i>Hue, Saturation, Intensity</i>
HSV	<i>Hue, Saturation, Value</i>
CAD	<i>Computer-Aided Diagnosis</i>
RMSE	<i>Root-Mean-Square Error</i>
PSNR	<i>Peak Signal-to-Noise Ratio</i>
VP	Verdadeiro Positivo
FP	Falso Positivo
VN	Verdadeiro Negativo
FN	Falso Negativo
SEN	Sensibilidade
ESP	Especificidade
EXT	Exatidão

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

O cancro consiste num conjunto de doenças caracterizadas por um descontrolo no crescimento e proliferação das células. Se esta proliferação não for controlada pode causar a morte.

O cancro é um enorme problema de saúde a nível mundial, que afecta todas as regiões e todos os estratos socioeconómicos. Hoje em dia, o cancro é responsável por 1/8 de todas as mortes em todo o mundo. Em 2008, foram diagnosticados aproximadamente 12.7 milhões de casos de cancro e morreram 7.6 milhões de pessoas. Nos Estados Unidos da América, o cancro é a segunda maior causa de morte, unicamente ultrapassada pelas doenças cardíacas, sendo responsável por 25% das mortes ([Society, 2011](#)).

De acordo com [Society \(2011\)](#) e para o ano de 2011, estava previsto que ocorressem 101340 casos de cancro do cólon e 39870 casos de cancro rectal. O cancro colo-retal é o terceiro cancro em termos de taxa de incidência e afeta igualmente homens e mulheres. Contudo, nos últimos anos tem havido um declínio na taxa de incidência do cancro colo-retal. Esta regressão deve-se principalmente a um aumento na utilização de testes de rastreio da doença que permitem uma detecção e remoção atempada dos pólipos colo-retais antes que estes evoluam. Apesar deste declínio, entre os adultos com menos de 50 anos, aos quais não é aconselhado um rastreio da doença, tem havido um ligeiro aumento (1.6% por ano) na incidência da doença ([Society, 2011](#)).

Em Portugal, os dados de 2005 mostram que 14.6% das mortes causadas por cancro se devem ao cancro colo-retal, fazendo com que o cancro colo-retal apresente o segundo maior grau de incidência entre todos os tipos de cancro. Entre 2000 e 2005, os casos

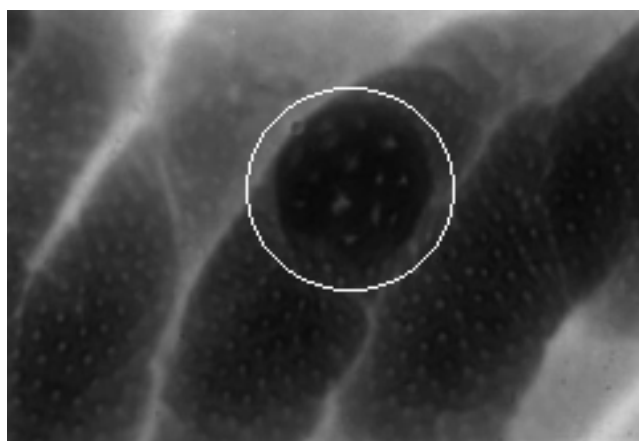


Figura 1.1: Exemplo de foco de cripta aberrante (no interior do círculo branco) (adaptado de [Roncucci et al. \(2000\)](#)).

de morte devido a este tipo de cancro aumentaram 3% ao ano, e embora esta taxa de crescimento seja semelhante entre homens e mulheres, a mortalidade entre os homens é de cerca 30% maior do que entre as mulheres ([Pinto et al., 2009](#)).

A carcinogénese colo-retal é um processo que ocorre por várias etapas, em que as células da mucosa intestinal, através de uma série de alterações genéticas, desenvolvem-se como células cancerígenas. O processo de carcinogénese é habitualmente um processo demorado, levando vários anos, se não mesmo dezenas de anos, a atingir um estado invasivo. Isto, torna possível a implementação de métodos de detecção e prevenção eficazes que permitam agir atempadamente no controlo da disseminação da doença e na sua erradicação.

Uma das primeiras etapas na formação do cancro colo-retal é a alteração do padrão proliferativo das células epiteliais das criptas intestinais. Em meados dos anos 80, Ranjana Bird ao examinar a superfície corada de azul-de-metileno da mucosa do intestino de ratos descreveu, pela primeira vez, estas criptas como sendo maiores, mais grossas e mais escuras do que as normais. Estas foram chamadas de criptas aberrantes e consideradas como possíveis precursores do cancro do cólon. Estas criptas tendem a se agrupar formando agregados, focos de criptas aberrantes (FCA), Figura 1.1, que aumentam de tamanho com o tempo. Mais tarde, estes focos foram também estudados em humanos tendo sido descritos de forma bastante idêntica ao caracterizado para os ratos ([Roncucci et al., 2000](#)).

Como já foi referido, o cancro colo-retal é a segunda maior causa de morte em doentes com cancro nos EUA. O nível de incidência tem vindo a baixar nos últimos anos devido a um aumento do rastreio da doença, principalmente recorrendo ao uso da colonoscopia. A

eficácia da colonoscopia na prevenção do cancro colo-retal assenta na detecção e remoção dos pólipos adenomatosos (Madhoun and Tierney, 2011). No entanto, alguns autores mostraram que 17% dos adenomas, com 10 mm ou mais, podem não ser detectados por colonoscopia, e adicionalmente vários estudos indicam que a taxa de detecção de adenomas e pólipos pode variar dramaticamente entre diferentes examinadores (Denis et al., 2011).

Assim, assume uma importância óbvia o desenvolvimento de novas técnicas de detecção de focos de criptas aberrantes permitindo um diagnóstico mais precoce do que é um possível precursor do cancro colo-retal. No período referente a este trabalho foi desenvolvido um esforço no sentido da procura de novas e mais eficazes soluções computacionais para a detecção de FCA em imagens de endoscopia e assim promover uma melhoria da saúde das pessoas e um economizar do tempo dos médicos.

1.2 Objectivos

O principal objectivo deste trabalho foi desenvolver metodologias computacionais que quando aplicadas a imagens de endoscopia colo-retal promovam uma melhoria da qualidade das mesmas, com vista à detecção e caracterização de focos de criptas aberrantes de forma mais eficaz e rápida.

Mais especificamente, pode-se considerar os seguintes objectivos:

- Estudo, desenvolvimento e validação de um método automático e robusto para a definição da região de interesse em sequências de imagens de endoscopia.
- Estudo, desenvolvimento e validação de métodos para a detecção automática de pontos de reflexão de luz em sequências de imagens de endoscopia.
- Estudo, desenvolvimento e validação de métodos automáticos para a segmentação de pontos de reflexão de luz em sequências de imagens de endoscopia.
- Estudo, desenvolvimento e validação de métodos automáticos de reconstrução das imagens originais nas zonas segmentadas correspondentes a pontos de reflexão de luz.

1.3 Metodologia

De acordo com os objectivos definidos para este trabalho procedeu-se à execução dos seguintes passos:

- Estudo do processo e das estruturas envolvidas na carcinogénese colo-retal.
- Estudo de metodologias de processamento e análise de imagem aplicadas à detecção de estruturas patológicas presentes no trato gastrointestinal.
- Estudo de metodologias de processamento e análise de imagem aplicadas á detecção e tratamento de imagens em zonas de reflexão de luz.
- Desenvolvimento de uma interface gráfica que permitisse: a importação e visualização dos vídeos de endoscopia; uma fácil integração de métodos de processamento e análise de imagem; a visualização em simultâneo de duas etapas do processamento das imagens; selecção dos *frames* a processar; gravação e reprodução das etapas de processamento; etc.
- Seleção dos casos experimentais a utilizar para efeitos de teste e validação dos algoritmos a desenvolver.
- Análise de diferentes espaços de cor para compreender quais os mais adequados a utilizar nas etapas de processamento seguintes.
- Desenvolvimento de um algoritmo para a definição automática da região de interesse em sequências de imagens de endoscopia.
- Desenvolvimento de dois algoritmos de detecção de pontos de reflexão de luz, utilizando diferentes espaços de cor.
- Desenvolvimento de um algoritmo de realce do contraste da imagem com base nas detecções dos pontos de reflexão de luz.
- Desenvolvimento de dois algoritmos de segmentação de pontos de reflexão de luz. Um baseado em *threshold* adaptativo e outro em *region growing*.
- Desenvolvimento de um algoritmo de reconstrução das imagens originais nas zonas de reflexão de luz.
- Desenvolvimento de uma interface gráfica para a marcação manual das zonas de interesse, com o intuito final de utilizar estas marcações no processo de validação.
- Realização das anotações manuais e desenvolvimento de casos sintéticos para a validação do processo de reconstrução da imagem.
- Comparação entre as anotações manuais e automáticas, incluindo a análise estatística da performance dos métodos desenvolvidos.

1.4 Estrutura da Dissertação

Esta Dissertação está dividida em seis capítulos.

O próximo capítulo, capítulo 2, apresenta uma caracterização do problema da carcinogênese colo-retal. Primeiramente, é feita uma descrição da anatomia, fisiologia e histologia do intestino grosso. Depois de caracterizar as funções e estruturas normais do intestino grosso, são apresentadas as alterações decorrentes do processo de carcinogênese, com especial destaque, para o papel de certas estruturas como os pólipos e focos de criptas aberrantes.

O capítulo 3 faz uma descrição de alguns conceitos de processamento e análise de imagem, privilegiando algumas metodologias que foram utilizadas ao longo deste trabalho. Além disso, é apresentado um estudo do estado da arte relativo a metodologias computacionais desenvolvidas para a detecção e caracterização de estruturas patológicas no trato gastrointestinal.

O capítulo 4 descreve as soluções computacionais desenvolvidas ao longo deste trabalho, e apresenta uma descrição do conjunto de dados utilizados nos processos de desenvolvimento e validação.

No capítulo 5 são apresentados e discutidos os resultados obtidos por cada método computacional desenvolvido. São, também, apresentadas as metodologias adotadas para realizar a validação dos métodos computacionais desenvolvidos.

Finalmente, no capítulo 6 são apresentadas as conclusões principais sobre os resultados obtidos, e é feita uma análise das possíveis perspectivas de desenvolvimento em relação ao trabalho realizado.

1.5 Contribuições

Neste trabalho podem destacar-se como principais contribuições:

- O desenvolvimento de uma interface gráfica projetada para o desenvolvimento de metodologias de processamento e análise de vídeo.
- O desenvolvimento de uma interface gráfica projetada para a anotação manual de estruturas de interesse em imagens.
- Realização da anotação manual da região de interesse em 38 imagens de endoscopia, por três anotadores diferentes.
- Realização da anotação manual das regiões de reflexão de luz em 38 imagens de endoscopia, por três anotadores diferentes.

- O desenvolvimento de uma metodologia de definição automática da região de interesse para vídeos de endoscopia. Esta metodologia assenta na análise dos desvios quadráticos médios da intensidade de cada *pixel* ao longo dos *frames* do vídeo.
- Desenvolvimento e aplicação de métodos de deteção e segmentação de pontos de reflexão de luz em imagens de endoscopia.
- Desenvolvimento e aplicação de um método de reconstrução de imagem, nas zonas de reflexão de luz, em imagens de endoscopia.

Capítulo 2

Cancro Colo-Retal: Génese e Estruturas Identificativas

2.1 Introdução

As doenças cancerígenas são um grave problema de saúde que afeta o Mundo inteiro, e principal os países mais desenvolvidos. Em 2008, foram diagnosticados aproximadamente 12.7 milhões de casos de cancro e morreram 7.6 milhões de pessoas.

O cancro colo-retal é um dos cancros que afeta mais pessoas. Existem evidências muito fortes, e é amplamente aceite pela comunidade científica e médica, que existe uma sequência carcinogénica colo-retal que se traduz num processo gradual de transformação do epitélio normal para epitélio com displasia e posteriormente para um carcinoma, estando estas transformações associadas à acumulação de múltiplas alterações genéticas que vão sendo clonadas continuamente.

Os focos de criptas aberrantes são as primeiras evidências anatómicas do processo carcinogénico colo-retal. Uma identificação destas estruturas permitirá fornecer uma resposta atempada ao problema do cancro colo-retal. Outras estruturas, como os adenomas, dão sequência ao progresso gradual do cancro colo-retal.

Este capítulo apresenta uma caracterização do processo carcinogénico colo-retal e das estruturas anatómicas envolvidas. Este conhecimento é essencial para a definição da estratégia de desenvolvimento de um algoritmo de detecção de focos de criptas aberrantes.

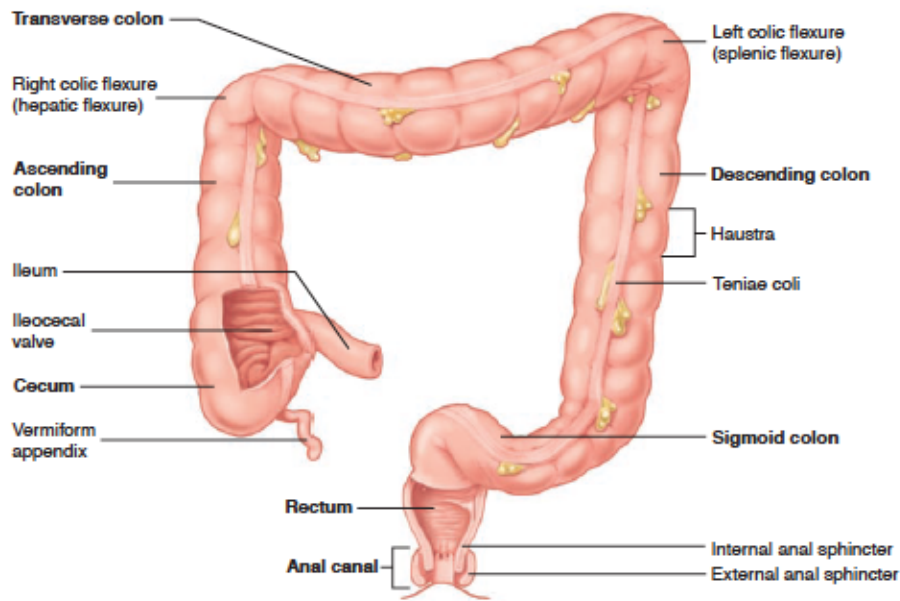


Figura 2.1: Representa o do intestino grosso (retirado de [Wise \(2008\)](#)).

2.2 Intestino Grosso

O intestino grosso é a porão do trato digestivo que se prolonga desde a jun o ileocecal até ao  nus (Figura 2.1). É composto pelo cego, o cólon, o reto e o canal anal. Em termos fisiológicos, as suas fun es mais importantes são absorver quase toda a água que ainda permanece com os resíduos alimentares que não foram absorvidos, armazenar temporariamente os resíduos e, por fim, eliminar os resíduos do corpo através das fezes. O intestino grosso é um tubo que mede cerca de 1.5 a 1.8 m e tem cerca de 7 cm de diâmetro ([Wise, 2008](#); [Marieb and Hoehn, 2007](#)).

2.2.1 Anatomia, histologia e fisiologia

O cego está situado na parte proximal do intestino grosso. O intestino delgado termina e começa o intestino grosso, a jun o dos dois d -se através da válvula ileocecal. O cego estende-se cerca de 6 cm abaixo da válvula ileocecal e na sua superfície p stero-medial está situado o apêndice, um tubo fechado de cerca de 9 cm de comprimento e que possui nas suas paredes vários nódulos linfáticos ([Wise, 2008](#); [Marieb and Hoehn, 2007](#)).

O cólon divide-se em quatro partes: cólon ascendente, cólon transverso, cólon descendente e cólon sigmoide. O cólon ascendente inicia-se acima do cego e termina junto ao fígado, onde descreve uma curva à esquerda, o ângulo c lico direito ou ângulo hepático. O cólon transverso estende-se, através da cavidade abdominal, desde o ângulo hepático

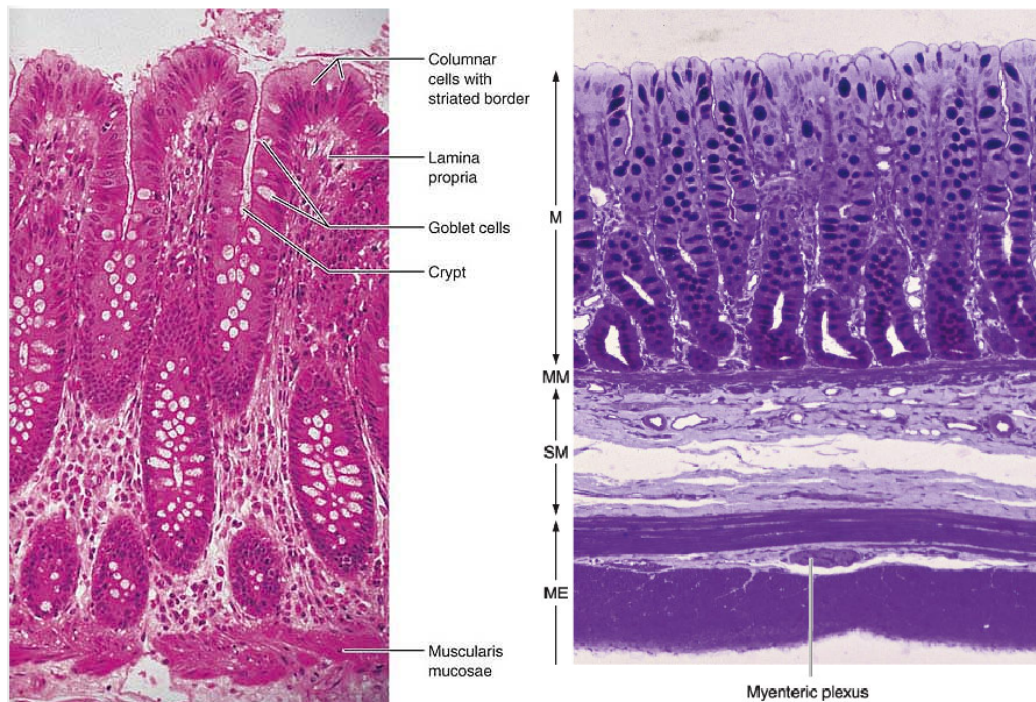


Figura 2.2: Histologia do intestino grosso: Mucosa (M), Muscularis mucosae (MM); Submucosa (SM); Muscular externa (ME) (retirado de [Marieb and Hoehn \(2007\)](#) e [Junqueira and Carneiro \(2005\)](#), respetivamente).

até ao ângulo cólico esquerdo ou ângulo esplénico, e o cólon descendente inicia-se no ângulo esplénico e termina na zona da pélvis. O cólon sigmoide é um tubo em forma de “S” que se estende medialmente a partir do cólon descendente e depois inferiormente até ao reto ([Wise, 2008](#)).

A camada muscular circular do cólon é completa mas a camada longitudinal é incompleta. Existem três faixas musculares que percorrem longitudinalmente todo o cólon, chamadas de *teniae coli* ou faixas cólicas. As haustras são bolsas formadas pela contração das faixas cólicas e que dão o aspecto enrugado ao cólon. Os apêndices epiplóicos são pequenas bolsas de tecido conjuntivo cheias de gordura e que estão presentes na face externa do cólon ([Wise, 2008](#)).

O revestimento interno do intestino grosso (Figura 2.2) consiste em epitélio cilíndrico simples que forma muitas glândulas tubulares rectas, as criptas. Não existem vilosidades no intestino grosso. As criptas são similares às glândulas do intestino delgado e são constituídas por três tipos de células: de absorção, caliciformes e granulares. As glândulas do intestino grosso são longas e têm um grande número de células de absorção e células caliciformes, as células granulares estão presentes em menor número ([Wise, 2008](#)).

As células de absorção são cilíndricas e apresentam microvilosidades. O muco produzido pelas células caliciformes facilita a passagem das fezes e protege as paredes do intestino grosso da irritação provocada pelos ácidos e gases libertados pelas bactérias da flora intestinal. As bactérias do intestino grosso, além dos ácidos e gases, são também responsáveis por sintetizar vitamina B e maior parte da vitamina K que o fígado necessita para produzir algumas das proteínas de coagulação. No intestino grosso, a lâmina própria é rica em células e nódulos linfáticos que frequentemente se estendem até à zona da submucosa. A abundância de tecido linfático está relacionada com a presença de uma elevada população bacteriana no intestino grosso (Wise, 2008; Marieb and Hoehn, 2007; Junqueira and Carneiro, 2005).

O reto é um canal muscular vertical que se inicia no fim do cólon sigmoide e termina no canal anal, mede entre 10 a 15 cm. O revestimento interno consiste em epitélio cilíndrico simples e o revestimento muscular é relativamente fino quando comparado com o revestimento muscular do restante trato digestivo. Apesar do seu nome, o reto apresenta internamente três dobras transversais, as válvulas *Houston*. Externamente, o reto não apresenta haustros, as faixas *teniae coli* que estão presentes ao nível do cólon dão lugar às faixas musculares anterior e posterior (Wise, 2008; Marieb and Hoehn, 2007; Faiz et al., 2011).

O canal anal consiste nos últimos 2-3 cm do trato digestivo, inicia-se no reto e termina no ânus, a abertura inferior do tubo digestivo. O revestimento muscular do canal anal é ainda mais fino que no reto e forma na extremidade superior do canal anal um esfíncter de músculo liso, o esfíncter anal interno. Na extremidade inferior do canal anal existe outro esfíncter, o esfíncter anal externo, que é composto por músculo esquelético. O revestimento mucoso do canal anal divide-se em duas partes. Na parte superior é formado por epitélio cilíndrico simples e na parte inferior do canal anal é formado por epitélio pavimentoso estratificado (Wise, 2008).

2.2.2 Processos digestivos

Os resíduos da digestão que chegam ao intestino grosso contêm já poucos nutrientes, mas, ainda assim, permanecem aqui cerca de 12 a 24 horas. As bactérias da flora intestinal são responsáveis pela digestão destes resíduos. No intestino grosso dá-se a absorção das vitaminas produzidas pelas bactérias e a absorção de água e alguns eletrólitos. Contudo, a maior função do intestino grosso é produzir atividade propulsora que force a matéria fecal no sentido do ânus para ser posteriormente eliminada através da defecação (Marieb and Hoehn, 2007).

A musculatura do intestino grosso encontra-se, na maior parte do tempo, inativa. Quando os resíduos da digestão chegam ao intestino grosso fazem estender as haustras, o que estimula os seus músculos a contrair e consequentemente propulsiona os resíduos para a haustra seguinte. Estes movimentos, além de propulsionarem os resíduos, também promovem a mistura dos mesmos, o que facilita o processo de absorção da água. Três a quatro vezes por dia, no cólon originam-se movimentos contrácteis longos, lentos e poderosos que forçam a matéria fecal no sentido do reto, chamados movimentos de massa. Estes movimentos ocorrem, tipicamente, durante ou imediatamente a seguir à ingestão de alimentos, o que indica que a presença de alimentos no estômago ativa os reflexos gastrocólicos no cólon (Marieb and Hoehn, 2007).

O reto encontra-se normalmente vazio, mas quando as fezes chegam ao seu interior provocam que as suas paredes se estendam e se iniciem os reflexos de defecação. Estes reflexos são de origem parassimpática e promovem a contração dos músculos do cólon sigmoide e do reto, o relaxamento do esfíncter anal interno e a contração do esfíncter anal externo. As fezes são forçadas a entrar para o canal anal e uma mensagem é transmitida ao cérebro, permitindo-nos decidir se o esfíncter anal externo deve relaxar ou se deve permanecer contraído para deter temporariamente as fezes (Marieb and Hoehn, 2007).

Embora o intestino grosso seja importante para o nosso conforto, não é essencial para nos mantermos vivos. Se o cólon for removido, como pode ser necessário na presença de cancro do cólon, a parte terminal do íleo pode ser trazida para o exterior do corpo através da parede abdominal por um procedimento cirúrgico chamado ileostomia. Os resíduos da digestão são depois eliminados para um saco preso à parede abdominal. Outra técnica cirúrgica, anastomose íleo-anal, liga diretamente o íleo ao canal anal (Marieb and Hoehn, 2007).

2.3 Focos de criptas aberrantes e cancro colo-retal

2.3.1 Células epiteliais do cólon

Para poder-se compreender melhor os fenómenos do desenvolvimento do cancro colo-retal é necessário aprofundar algumas noções relativas à biologia normal das células epiteliais do cólon, pois são estas que dão origem aos adenocarcinomas.

O cólon é constituído por uma camada única de células epiteliais cilíndricas que formam invaginações chamadas de criptas, como pode ser observado na Figura 2.3. Cada cripta pode ser dividida em duas zonas funcionais: uma zona proliferativa que é composta pelas células da parte inferior da cripta, e uma zona diferenciada na parte superior da cripta (Saltz, 2002).



Figura 2.3: Criptas na mucosa normal do c3lon, sendo vis3vel o l3men intestinal no topo da imagem (retirado de [Saltz \(2002\)](#)).

As c3lulas da parte inferior das criptas t3em a capacidade de se diferenciarem nos quatro tipos de c3lulas presentes nas criptas: absorptivas, c3lulas *Paneth*, c3lulas caliciformes e c3lulas enteroend3crinas. Assim que novas c3lulas se formam e migram para a parte superior da cripta deixam de se poderem dividir e diferenciar. As c3lulas de cada cripta s3o clones de uma s3o c3lula, ou seja, todas as c3lulas de uma cripta prov3em de uma mesma c3lula progenitora. Depois de as c3lulas se diferenciarem seguem o seu processo natural de senesc3ncia e, finalmente, morrem por morte celular programada junto ao topo da cripta, todo este processo est3 representado na Figura 2.4. O tempo de vida normal das c3lulas epiteliais do intestino grosso 3 de 4 a 5 dias, excepto para as c3lulas *Paneth* que t3em um tempo de vida de aproximadamente 4 semanas. Esta renova33o constante das c3lulas do epit3lio parece ser um mecanismo para prevenir contra os efeitos mutag3nicos da carcinog3nese intestinal. O resultado da ocorr3ncia destes mecanismos de regula33o 3 que, em qualquer ponto no tempo, a popula33o celular do epit3lio se mant3m relativamente constante ([Saltz, 2002](#)).

Um p3lipo 3 definido como sendo um qualquer crescimento do tecido intestinal formando uma protuber3ncia no l3men. Classicamente, os p3lipos s3o definidos como les3es vis3veis a olho nu e podem ter origem em c3lulas dos tecidos sub-epiteliais como em c3lulas do epit3lio intestinal, Figura 2.5. Os p3lipos com origem epitelial s3o os mais frequentes e podem ser precursores de adenocarcinomas ([Saltz, 2002](#)).

Os p3lipos podem ter car3cter maligno ou benigno e a classifica33o 3 feita de acordo com a sua histologia. Os p3lipos epiteliais podem ter origem nos v3rios tipos de c3lulas que comp3em o epit3lio do intestino. Embora a grande maioria dos p3lipos seja de car3cter benigno, existem alguns que d3o origem a neoplasmas malignos ([Saltz, 2002](#)).

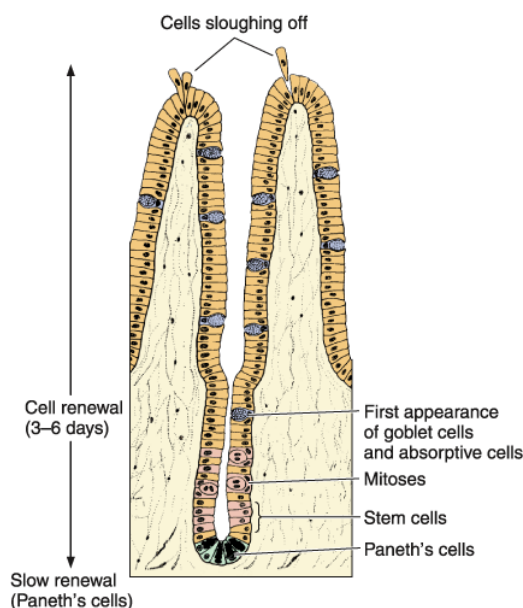


Figura 2.4: Renovação celular no intestino (retirado de [Junqueira and Carneiro \(2005\)](#)).

Os pólipos não-neoplásticos mais comumente encontrados no intestino grosso são os pólipos hiperplásticos. Embora este tipo de pólipos não apresentem um elevado risco de se tornarem malignos, os pacientes com pólipos hiperplásticos têm um risco maior de desenvolverem cancro colo-retal ([Saltz, 2002](#)). Os pólipos hiperplásticos foram durante muito tempo considerados lesões inócuas. Atualmente já não se pensa da mesma forma, pois existem evidências inequívocas que alguns destes pólipos são precursores do cancro colo-retal ([Leonard et al., 2011](#)).

Os pólipos adenomatosos são neoplásticos por definição, e são reconhecidos como precursores do cancro colo-retal. Pólipos adenomatosos com elevado grau de displasia e adenocarcinomas são frequentemente encontrados em pólipos com um diâmetro superior a 1 cm e que apresentam vilosidades. Outro factor de risco do cancro colo-retal é a presença de adenomas múltiplos. Na era precedente à endoscopia, estudos com bário foram usados para seguir pacientes que tinham pólipos ou que já tinham tido cancro. Estes estudos demonstraram que eram necessários cerca de 11 anos para que pequenos pólipos se desenvolvessem em tecido cancerígeno ([Saltz, 2002](#)).

Os pólipos adenomatosos podem ter origem em pequenas lesões conhecidas como focos de criptas aberrantes. Estudos recentes demonstraram que existe uma forte relação entre a presença de focos de criptas aberrantes e a idade aumentada com o risco de desenvolver adenocarcinomas ([Saltz, 2002](#)).

Um dos mais importantes conceitos no que diz respeito ao cancro colo-retal é o conceito da sequência adenoma-carcinoma, Figura 2.6. Este conceito descreve a carcinogénese

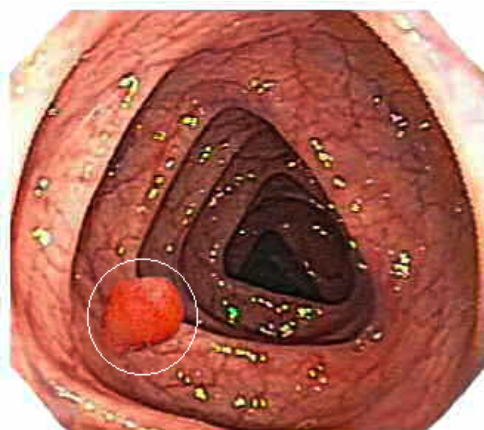


Figura 2.5: Pólipo intestinal (no interior do círculo branco) (adaptado de [MD.SAUDE \(2010\)](#)).

do cancro colo-retal como um processo gradual de transforma o do epitel o normal para epitel o com displasia e posteriormente para um carcinoma, associando estas transforma es   acumula o de múltiplas altera es genéticas que vão sendo clonadas continuamente. Tal conceito não são fornece um excelente modelo para o estudo de g nese do cancro, mas também proporciona um meio de preven o do cancro colo-retal através da remo o de lesões precursoras por endoscopia ([Leslie et al., 2002](#)).

Embora o conceito da sequência adenoma-carcinoma não esteja completamente provado, existem consideráveis evidências que o suportam a um nível epidemiológico, clínico, histopatológico e com base em estudos genéticos ([Leslie et al., 2002](#)).

Novos desenvolvimentos relativos à investiga o da carcinog nese colo-retal com origem em pólipos serrados indicam que existem pelo menos duas sequências diferentes para o desenvolvimento do carcinoma colo-retal. Apesar de existirem pontos comuns entre as sequências carcinog nicas identificadas, existem também algumas diferenças que permitem distinguir diferentes grupos. A sequência carcinog nica com origem em pólipos serrados representa aproximadamente 30% dos casos de cancro colo-retal ([Leonard et al., 2011](#)).

2.3.2 Colonoscopia e diagnóstico médico do cancro colo-retal

a) Colonoscopia

A colonoscopia completa ou total permite o exame das regiões do reto, cólon e cego, e habitualmente também da região terminal do  leo. O sigmoidosc pio pode ser usado

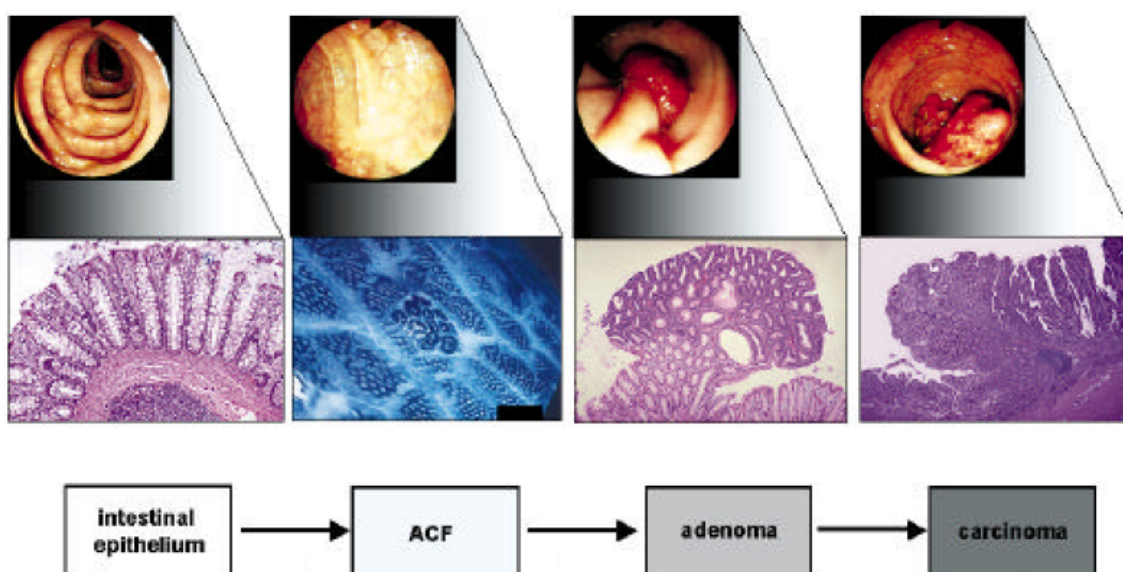


Figura 2.6: Sequência da carcinogénese colo-retal (ACF - *Aberrant Crypt Foci*) (retirado de Alberici (2007)).

quando a intenção é examinar apenas a região distal do cólon até ao ângulo esplénico (Schiller, 2002).

O exame de bário é habitualmente usado como um primeiro exame para investigar sintomas do cólon. A colonoscopia é indicada quando os exames radiológicos são inconclusivos, quando é necessário proceder a uma polipectomia ou a uma biópsia, e quando os exames radiológicos são normais apesar do paciente apresentar sintomas significativos, especialmente sangramento retal. Cada vez mais, a colonoscopia é também usada como o primeiro método de despiste de sintomas e como método de vigilância (Schiller, 2002).

Antes do início de um exame de endoscopia deve-se proceder à evacuação da matéria fecal. Uma boa preparação é essencial para uma visualização satisfatória (Schiller, 2002).

Durante a fase de inserção do endoscópio, a atenção do examinador está normalmente concentrada em conduzir o endoscópio através do tubo digestivo, enquanto que um exame mais metuculoso é geralmente realizado durante a fase de retirada do endoscópio. Os ponto-chave são mais difíceis de reconhecer no intestino grosso do que no trato gastrointestinal superior. Apesar disso, é possível reconhecer os diferentes padrões das pregas intestinais no cólon descendente, cólon transverso e no cólon ascendente. Os ângulos hepático e esplénico são normalmente distinguíveis e é possível notar uma coloração azulada nas regiões que se sobrepõem ao fígado e ao baço. O cego é identificável através da confluência das três *taeniae coli*, do orifício apendicular, e da válvula ileocecal (Schiller, 2002).

A familiariza o com as aparências normais e suas varia es é essencial para o reconhecimento dos processos patológicos. Assim como no trato gastrointestinal superior, a biopsia da mucosa intestinal é importante para um diagnóstico preciso da patologia. Uma peculiaridade do cólon é a propensão para se formarem pólipos, especialmente adenomas. A biopsia da mucosa não é geralmente adequada para um diagnóstico preciso, pois pequenas regiões do adenocarcinoma podem não ser identificadas pelo método de biopsia de um adenoma. Um diagnóstico preciso depende de um exame histológico que incida em várias áreas de sec o do pólipo, a polipectomia é um procedimento cirúrgico que permite a remo o do pólipo (Schiller, 2002).

b) Identifica o de pólipos por endoscopia

A identifica o de pólipos e cancro, e defini o do tratamento adequado   um problema comum para os examinadores de endoscopia colo-retal. O termo pólipo refere-se a uma descri o macroscópica de uma lesão localizada e proeminente, e que pode assumir uma forma quase plana, séssil ou peduncular. A maioria dos pólipos   de origem epitelial, embora possam, também, ter origem em lesões submucosas que se projetam para o lúmen intestinal e que podem assumir a forma peduncular envolvidos por tecido normal da mucosa (Schiller, 2002).

Acima de 25% dos pólipos de tamanho significativo não são identificados quando se utiliza exames radiológicos em vez de endoscopia, mas mesmo a endoscopia não garante que todos os pólipos sejam identificados. No entanto, a endoscopia é reconhecida como o exame mais eficaz no diagnóstico do cancro colo-retal (Schiller, 2002).

Não   possível determinar o carácter patológico de um pólipo, com o mínimo de precisão, se recorrer-se unicamente   observa o da aparência endoscópica, para isso é essencial o exame histológico. A biopsia superficial da mucosa intestinal é também inadequada, uma vez que a organiza o celular pode determinar que as células patológicas não se encontrem   superfície. Para evitar tais problemas, e sempre que for possível, deve-se proceder à extra o do pólipo para poder-se examinar com maior detalhe (Schiller, 2002).

Os pólipos podem estar presentes em qualquer zona do cólon, mas são mais frequentes no lado esquerdo. Podem ser únicos ou múltiplos tumores dispersos, ou podem ocorrer na forma de polipose, que é quando existem mais de 100 pólipos no cólon. O termo “polipose” é apenas indicativo de quantidade e não identifica qualquer tipologia ou potencial maligno (Schiller, 2002).

  em geral aceite que existe uma sequência típica na carcinog nese colo-retal. Começando numa prolifera o adenomatosa celular localizada e benigna e evoluindo para

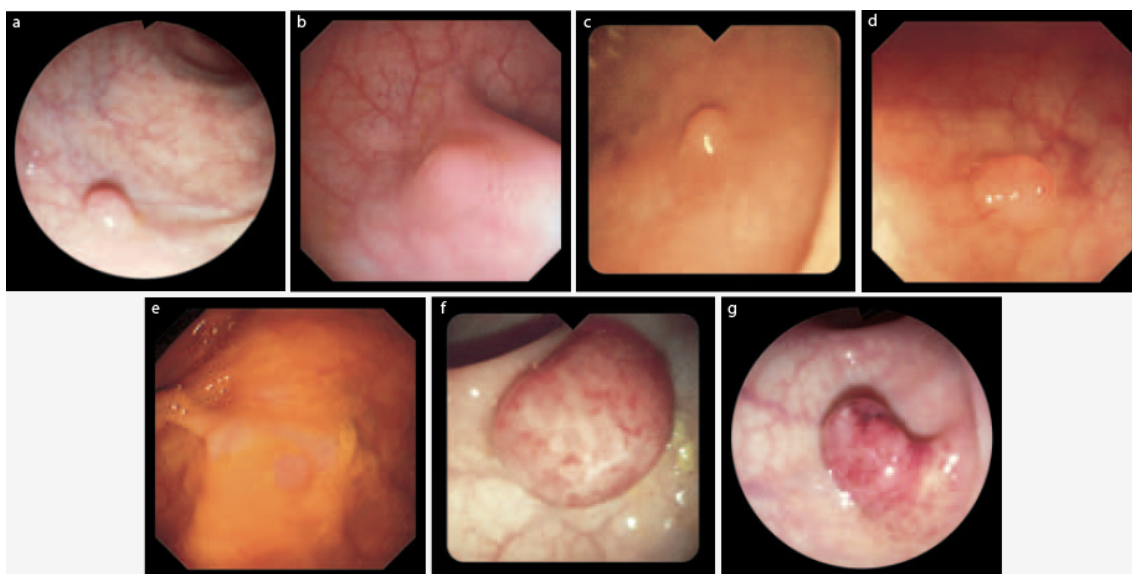


Figura 2.7: Pólipos em imagens de colonoscopia (adaptado de [Schiller \(2002\)](#)).

um pólipo adenomatoso sésil ou peduncular, e culminando num carcinoma invasivo. A transformação maligna começa, provavelmente, na cabeça pólipo com disseminação local e posterior invasão do pedúnculo ao interior da parede do intestino. Posteriormente ocorre a invasão transmural, espalhando-se aos nódulos linfáticos e ocorre a formação de metástases. É como tentativa de prevenção da progressão da sequência carcinogénica colo-retal que se procede à remoção dos pólipos adenomatosos. Existem, no entanto, algumas incertezas em relação ao ritmo de crescimento dos pólipos. É aceite que certos tipos de pólipos crescem pouco, como, por exemplo, os pólipos hiperplásticos. Enquanto outros tipos de pólipos, como os pólipos adenomatosos, crescem lentamente e apresentam uma maior probabilidade de sofrerem alterações malignas ([Schiller, 2002](#)).

É essencial saber determinar a natureza patológica de um tumor e conhecer a sua progressão provável a fim de decidir o tratamento adequado.

Na Figura 2.7 podem ser observados alguns tipos de pólipos, as imagens foram obtidas por endoscopia. As lesões da imagens (a) e (b) são pólipos adenomatosos e a lesão na imagem (c) é um pólipo hiperplástico. Na imagem (d) pode-se observar um pólipo inflamatório e na imagem (e), um pouco abaixo do centro da imagem, tem-se um pólipo pequeno que não é facilmente identificável. Esta imagem permite demonstrar a importância de uma boa preparação do intestino antes de se proceder à colonoscopia, mesmo na presença de pólipos de maiores dimensões é essencial uma boa preparação do intestino. Um pólipo sésil de 1.5 cm de diâmetro, imagem (f), é um pólipo hiperplástico, enquanto o pólipo presente na imagem (g) foi identificado como sendo adenomatoso. A polipec-

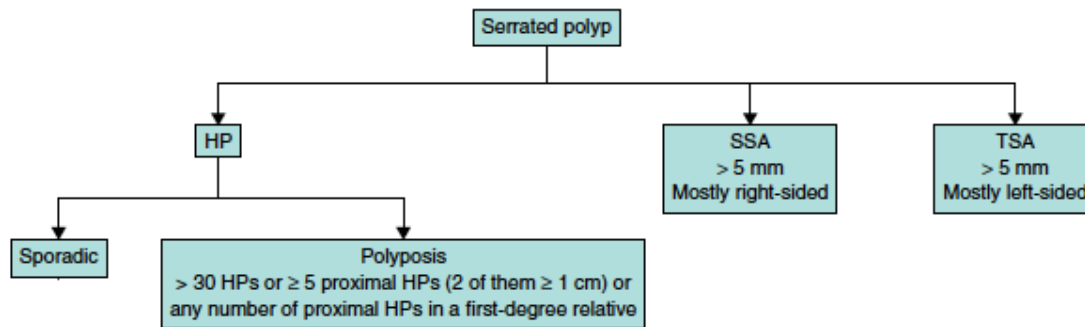


Figura 2.8: Tipos de pólipos serrados (HP - *Hyperplastic Polyp*; SSA - *Sessile Serrated Adenoma*; TSA - *Traditional Serrated Adenoma*) (retirado de Leonard et al. (2011)).

tomia seguida de avaliação histológica é um procedimento essencial para definir adequadamente o diagnóstico e tratamento a seguir. Pequenos pólipos, com menos de 5 mm de diâmetro, podem ser deixados *in situ*, mas devem ser mantidos sob vigilância (Schiller, 2002).

c) Propriedades endoscópicas de alguns tipos de pólipos

Os pólipos serrados são um grupo heterogêneo de pólipos composto por lesões precursoras do cancro colo-retal. Na Figura 2.8 apresenta-se um esquema de classificação dos vários tipos de pólipos serrados. Os atuais desenvolvimentos ao nível da investigação deste tipo de lesões tem-se centrado na definição das características histopatológicas (Leonard et al., 2011).

A diferenciação entre os diferentes subtipos de pólipos serrados com recurso a critérios endoscópicos é uma tarefa difícil. Os pólipos hiperplásticos (PH) e os adenomas serrados sésseis (ASSs) são bastante idênticos ao nível macroscópico (pequenos, lisos e sem pedúnculo), embora os ASSs tendem a ter maiores dimensões. Habitualmente, os ASSs são também de maiores dimensões que os adenomas serrados tradicionais (ASTs) (Leonard et al., 2011).

Os ASTs têm um diâmetro médio de cerca de 6 mm, e estão normalmente localizados no cólon distal e no reto. Outra característica macroscópica que é mais comum nos ASTs do que nos ASSs é a aparência nodular granulosa e lobular, enquanto os ASSs costumam ser lesões mais planas e pálidas. Estes critérios simples não asseguram uma distinção satisfatória dos diferentes tipos de pólipos serrados, e, por isso, novas tecnologias de triagem endoscópica estão a ser desenvolvidas. A deteção endoscópica de ASSs parece ser dependente do examinador. As técnicas de *Narrow-Band Imaging* (NBI) (Figura 2.9), cromoendoscopia, classificação *pit pattern*, padrões de intensidade vascular e

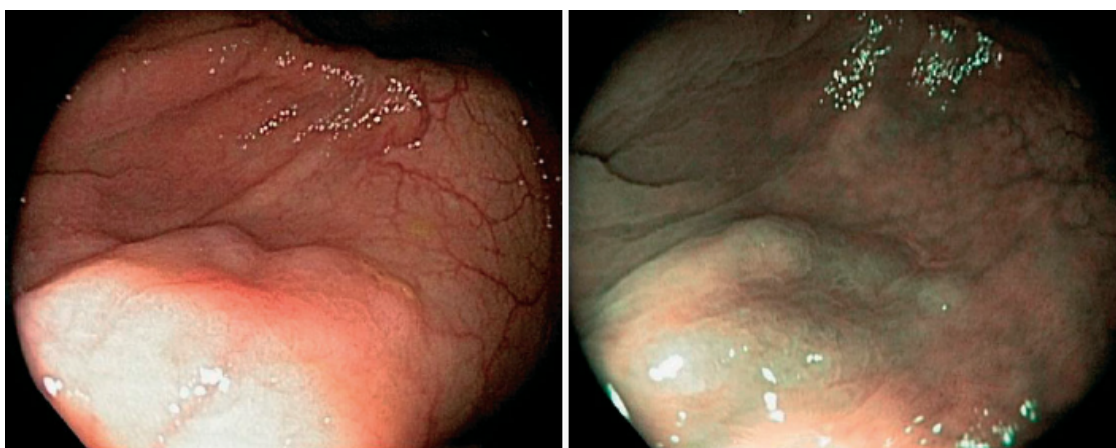


Figura 2.9: Aparência endoscópica de um ASS: Usando luz branca (à esquerda), usando NBI (à direita) (retirado de [Leonard et al. \(2011\)](#)).

autofluorescência permitem uma boa discriminação entre adenomas e pólipos hiperplásicos, mas ainda não asseguram uma boa discriminação entre as categorias de pólipos serrados. NBI é provavelmente a técnica mais eficiente para uma boa definição deste tipo de lesões ([Leonard et al., 2011](#)).

2.4 Resumo

O cancro é um problema mundial e que afeta muitas pessoas em todo o Mundo. O tratamento eficaz desta patologia carece de uma detecção precoce. Quanto mais cedo se puder detectar e atuar sobre esta patologia, mais possibilidades de sucesso haverá e mais riscos recorrentes de uma intervenção cirúrgica podem ser evitados.

O cancro colo-retal desenvolve-se de acordo com uma sequência de processos que estão já bastante bem identificados. A detecção precoce de evidências anatómicas por endoscopia pode permitir definir estratégias de resposta mais seguras e eficazes.

A detecção de focos de criptas aberrantes por colonoscopia é um processo difícil e fortemente dependente do examinador. Técnicas computacionais de processamento e análise de imagem podem ser utilizadas para tornar mais fácil a detecção destas estruturas e homogeneizar a resposta entre diferentes examinadores.

Neste capítulo foram evidenciados as características anatómicas que fazem parte da sequência carcinogénica colo-retal. Tipificar as características que se pretendem detectar é o ponto de partida para construir um algoritmo de detecção robusto e eficaz.

Capítulo 3

Revisão Bibliográfica: Sistemas CAD em Endoscopia

3.1 Introdução

O rastreio do cancro do cólon é sem dúvida a atividade mais importante realizada por gastroenterologistas. O surgimento de técnicas de endoscopia, que possibilitam a aquisição de imagens e vídeos, vem permitir o aparecimento de uma nova área de desenvolvimento de sistemas de suporte ao diagnóstico médico assistido por computador.

Atualmente, os principais desafios, relativos ao processamento e análise de imagens de endoscopia, incluem a detecção e tratamento de zonas degradadas da imagem, encontrar recursos robustos para detectar e classificar diferentes patologias, e detectar regiões de interesse de forma automatizada.

A primeira parte deste capítulo aborda alguns métodos básicos de processamento e análise de imagem, que foram utilizados neste trabalho para realizar a detecção e tratamento de regiões de reflexão de luz em imagens de endoscopia. Posteriormente, é apresentado um estudo de revisão em relação a sistemas CAD (*Computer-Aided Diagnosis*) aplicados a imagens de endoscopia.

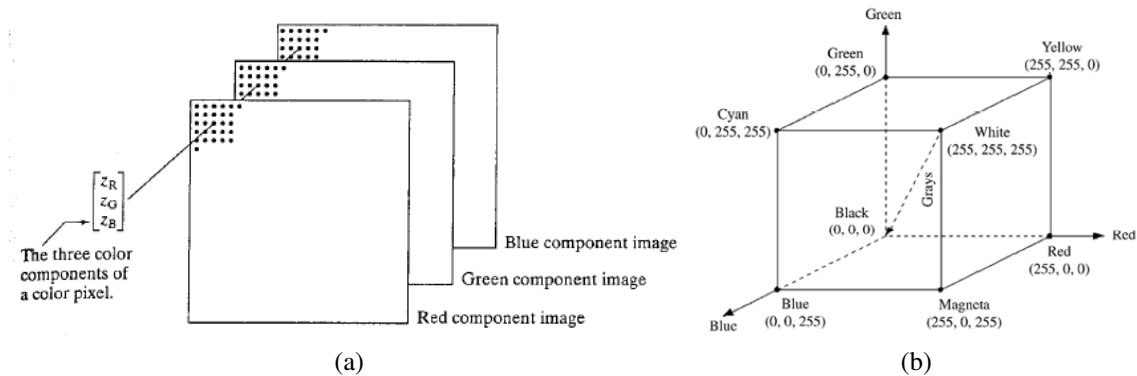


Figura 3.1: a) Composição de um *pixel* numa imagem RGB (retirado de Gonzalez (2004)). b) Representação do espaço de cor RGB (retirado de González and Woods (2002)).

3.2 Processamento e análise de imagem

3.2.1 Espaços de cor

A cor é geralmente especificada através de três coordenadas ou parâmetros. Estes parâmetros descrevem a posição da cor dentro do espaço de cor a ser utilizado. Ou seja, estes parâmetros não nos dizem qual a cor, pois isso depende do espaço de cor que está a ser utilizado (Ford and Roberts, 1998).

a) Espaço de cor RGB

Um imagem RGB é uma matriz $M \times N \times 3$ de *pixels* de cor, em que cada *pixel* é um tripleto correspondendo aos componentes vermelho, verde e azul da imagem RGB numa localização específica. Uma imagem RGB pode ser vista como a sobreposição de três imagens na escala de cinzento (Figura 3.1(a)) que, quando introduzidas nas entradas dos canais vermelho, verde e azul de um monitor a cores, produzem uma imagem colorida no ecrã (Gonzalez, 2004).

O espaço de cor RGB apresenta-se graficamente como um cubo de cor RGB, Figura 3.1(b). Os vértices do cubo representam as cores primárias (vermelho, verde e azul) e as cores secundárias (ciano, magenta e amarelo).

b) Espaço de cor YCbCr

O espaço de cor YCbCr é bastante usado em vídeo digital. Neste formato, a informação de luminância é representada por um único componente, Y, e a informação de cor é armazenada em dois componentes, Cb e Cr. O componente Cb define-se através da diferença entre um valor de referência e o componente azul do espaço RGB. O componente

Cr define-se através da diferença entre um valor de referência e o componente vermelho do espaço RGB (Gonzalez, 2004):

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cb \\ Cr \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 16 \\ 128 \\ 128 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 65.481 & 128.553 & 24.966 \\ -37.797 & -74.203 & 112.000 \\ 112.000 & -93.786 & -18.214 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

c) Espaço de cor HSV

O sistema de cor HSV aproxima-se consideravelmente mais da forma como os humanos experienciam e descrevem as sensações de cor do que o sistema RGB (Gonzalez, 2004).

O sistema de cor HSV é baseado em coordenadas cilíndricas. A conversão de RGB para HSV é a uma simples questão de desenvolver as equações que mapeiam os valores RGB (coordenadas cartesianas) para coordenadas cilíndricas (Gonzalez, 2004). As equações de transformação do espaço de cor RGB para HSV são (Patil et al., 2011):

$$V = \max(R, G, B) \quad (3.2)$$

$$S = \frac{V - \min(R, G, B)}{V} \quad (3.3)$$

$$H = \begin{cases} \frac{G-B}{6S} & , \text{ se } V = R \\ \frac{1}{3} + \frac{B-R}{6S} & , \text{ se } V = G \\ \frac{2}{3} + \frac{R-G}{S} & , \text{ se } V = B \end{cases} \quad (3.4)$$

d) Espaço de cor HSI

O espaço de cor HSI desacopla a componente intensidade das componentes que guardam informação sobre a cor. Como resultado, o modelo HSI é ideal para o desenvolvimento de algoritmos de processamento de imagem que se baseiam em características de cor. O espaço de cor HSV é de alguma maneira similar ao espaço de cor HSI, mas o brilho é uma característica subjectiva que é praticamente impossível de medir. A intensidade, por outro lado, é uma característica muito mais útil das imagens monocromáticas. É possível medir a intensidade e é, também, fácil de interpretar. As equações de transformação do espaço RGB para o espaço HSI são (Gonzalez, 2004):

$$H = \begin{cases} \theta & , \text{ se } B \leq G \\ 360 - \theta & , \text{ se } B > G \end{cases} \quad (3.5)$$

$$\theta = \cos^{-1} \left\{ \frac{\frac{1}{2}[(R-G)(R-B)]}{[(R-G)^2 + (R-B)(G-B)]^{\frac{1}{2}}} \right\} \quad (3.6)$$

$$S = 1 - \frac{3}{(R+G+B)} [\min(R, G, B)] \quad (3.7)$$

$$I = \frac{1}{3}(R+G+B) \quad (3.8)$$

e) Espaço de cor NTSC

O sistema de cor NTSC é utilizado em televisão no Estados Unidos. Uma das principais vantagens deste sistema é que a informação da escala de cinzento está separada de informação de cor, permitindo, assim, usar o mesmo sinal para a televisão a cores e para a transmissão a preto-e-branco. No formato NTSC, a informação está contida nos três componentes: Y, I, Q. O componente de luminância, Y, representa a informação da imagem na escala de cinzentos, e os outros dois componentes representam a informação de cor. Os componentes YIQ são obtidos a partir dos componentes RGB de uma imagem usando a transformação (Gonzalez, 2004):

$$\begin{bmatrix} Y \\ I \\ Q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ 0.596 & -0.274 & -0.322 \\ 0.211 & -0.523 & -0.312 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

3.2.2 Transformada de intensidades

O termo "domínio espacial" refere-se ao próprio plano da imagem, e os métodos que se enquadram nesta categoria baseiam-se na manipulação direta dos *pixels* da imagem. As técnicas de filtragem espacial traduzem-se através da expressão (Gonzalez, 2004):

$$g(x,y) = T[f(x,y)] \quad (3.10)$$

onde $f(x,y)$ é a imagem de entrada, $g(x,y)$ é a imagem de saída, e T é um operador de f definido numa vizinhança específica de (x,y) . Além disso, T pode operar num conjunto de imagens, como, por exemplo, efetuando a soma de K imagens com o intuito de redução de ruído (Gonzalez, 2004).

A abordagem principal para definir a vizinhança à volta de um *pixel* é usar uma região quadrada ou rectangular centrada em (x,y) , como mostra a Figura 3.2. O centro da região percorre cada *pixel* da imagem e sempre que se move estabelece-se uma vizinhança em

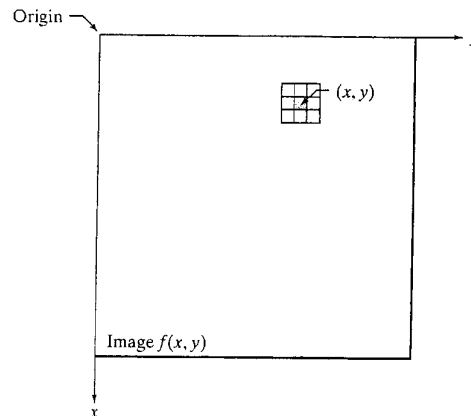


Figura 3.2: Representação de uma vizinhança 3x3 no ponto (x,y) de uma imagem (retirado de Gonzalez (2004)).

volta desse *pixel*. O operador T é aplicado em cada localização (x,y) da imagem para se obter o resultado à saída para essa localização. Apenas os *pixels* contidos na vizinhança de (x,y) são usados para calcular o valor de g em (x,y) (Gonzalez, 2004).

A forma mais simples de uma transformação T é quando a vizinhança é do tamanho 1x1 (um único *pixel*). Neste caso, o valor de g em (x,y) depende unicamente do valor de intensidade de f nesse mesmo local, e T torna-se uma função de transformação de intensidade. Devido ao valor de saída depender apenas do valor de intensidade à entrada e não depender explicitamente de (x,y) , as funções de transformação de intensidades são habitualmente expressas como (Gonzalez, 2004):

$$s = T(r) \quad (3.11)$$

onde r expressa a intensidade em f e s expressa a intensidade em g , ambos em qualquer ponto, isto é, *pixel*, correspondente (x,y) nas imagens de entrada e de saída (Gonzalez, 2004).

A função T pode assumir as mais variadas formas, como nos exemplos da Figura 3.3, e pode ser usada para promover um melhoramento do contraste da imagem de entrada, Figura 3.3(d). No limite, uma transformação deste género pode produzir à saída uma imagem binária, Figura 3.3(e). Este tipo de funções são chamadas de funções de *thresholding*.

3.2.3 Métodos de segmentação de imagem

A operação de segmentação divide uma imagem original nas suas regiões ou objectos constituintes. O nível para qual esta divisão ocorre depende do problema a ser resolvido.

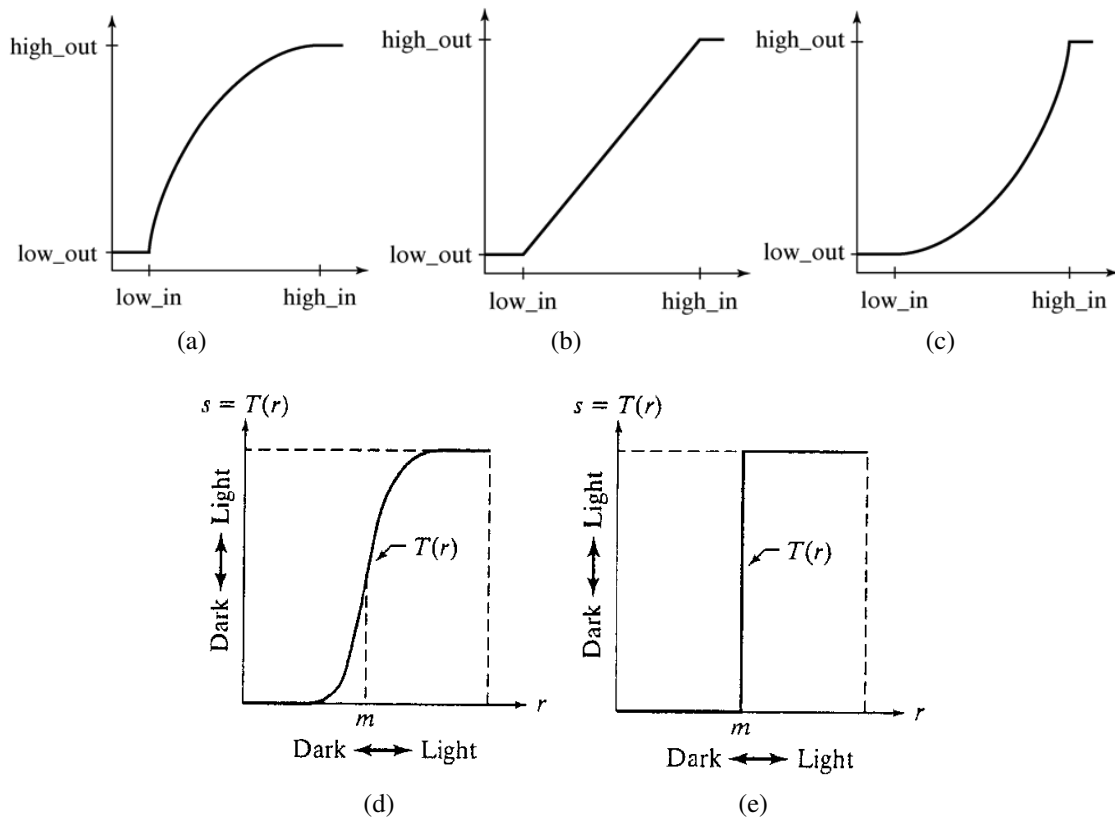


Figura 3.3: Exemplos de funções de transformação de intensidade (retirado de [Gonzalez \(2004\)](#))

Ou seja, para uma dada aplicação a segmentação deve progredir até que os objectos de interesse tenham sido isolados ([Gonzalez, 2004](#)).

A segmentação de imagens não triviais é uma das tarefas mais complexas ao nível do processamento e análise de imagem. A qualidade do processo de segmentação determina o eventual sucesso ou insucesso do procedimento de análise computacional posterior ([Gonzalez, 2004](#)).

Os algoritmos de segmentação para imagens monocromáticas são geralmente baseados em uma de duas propriedades de intensidade da imagem: descontinuidade ou similaridade. Na primeira categoria, a abordagem consiste em dividir a imagem original com base em alterações abruptas de intensidade, como são, por exemplo, as fronteiras entre os objectos e o fundo. A abordagem principal corresponde à segunda categoria, onde o isolamento dos objectos consiste na divisão da imagem original em regiões que apresentem similaridades de acordo com um certo conjunto de critérios predefinidos ([Gonzalez, 2004](#)).

a) *Threshold* de Otsu

O método de *threshold* proposto por Nobuyuki Otsu é um método automático e não paramétrico de seleção do valor de *threshold* para segmentação de imagem. Um valor de *threshold* ótimo é escolhido com base num critério discriminante, ou seja, de modo a maximizar a separabilidade das classes resultantes na escala de cinzentos. O processo é bastante simples e apenas utiliza momentos cumulativos de ordem zero e de primeira ordem (Otsu, 1979).

Para examinar a formulação deste método baseado na análise do histograma, começamos por tratar o histograma normalizado da imagem como uma função discreta de densidade de probabilidade (Gonzalez, 2004):

$$p_q(r_q) = \frac{n_q}{n} \quad q = 0, 1, 2, \dots, L-1 \quad (3.12)$$

onde n é o número total de *pixels* na imagem, n_q é o número de *pixels* que têm o nível de intensidade r_q , e L é número total de possíveis níveis de intensidade na imagem. Agora, suponha-se que um valor de *threshold* k é escolhido por forma a que C_0 seja um conjunto de *pixels* constituído pelos *pixels* da imagem com intensidades $[0, 1, \dots, k-1]$ e C_1 seja um conjunto de *pixels* constituído pelos *pixels* da imagem com intensidades $[k, k+1, \dots, L-1]$. O método de *threshold* de Otsu escolhe o valor de *threshold* que maximiza a variância inter-classe σ_B^2 , que é definida por (Gonzalez, 2004):

$$\sigma_B^2 = \omega_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu_T)^2 \quad (3.13)$$

onde,

$$\omega_0 = \sum_{q=0}^{k-1} p_q(r_q) \quad (3.14)$$

$$\omega_1 = \sum_{q=k}^{L-1} p_q(r_q) \quad (3.15)$$

$$\mu_0 = \sum_{q=0}^{k-1} \frac{qp_q(r_q)}{\omega_0} \quad (3.16)$$

$$\mu_1 = \sum_{q=k}^{L-1} \frac{qp_q(r_q)}{\omega_1} \quad (3.17)$$

$$\mu_T = \sum_{q=0}^{L-1} qp_q(r_q) \quad (3.18)$$

b) *Threshold adaptativo*

Enquanto que os operadores de *threshold* convencionais usam um valor de *threshold* global para todos os *pixels* da imagem, o *threshold* adaptativo usa um valor que varia ao longo da imagem. Por isto, o *threshold* adaptativo consegue adaptar-se a mudanças nas condições de iluminação da imagem, como, por exemplo, sombras ou variações consideráveis de iluminação (Fisher et al., 2003).

Os métodos de *threshold* adaptativo têm, tipicamente, como entrada uma imagem na escala de cinzento e à saída devolvem uma imagem binária que representa a segmentação. Para cada *pixel* da imagem, é calculado um valor de *threshold*. Se o valor de intensidade do *pixel* for mais baixo que o o valor de *threshold*, o *pixel* é considerado pertencer ao fundo da imagem. Ao contrário, se o valor de intensidade do *pixel* for mais elevado que o valor de *threshold*, o *pixel* é considerado pertencer aos objectos da imagem (Fisher et al., 2003).

Existem duas abordagens principais para obter o valor de *threshold* para cada *pixel*: o método de *Chow and Kaneko* e o *local thresholding*. O pressuposto em que se baseiam os dois métodos é que em regiões mais pequenas é mais provável não existir grandes variações de iluminação. O primeiro deste métodos funciona dividindo a imagem em sub-imagens que se sobrepõem e para cada uma das sub-imagens encontra o valor óptimo de *threshold* inspecionando o histograma correspondente. O valor de *threshold* para cada *pixel* é depois encontrado através da interpolação dos resultados para cada sub-imagem que sobrepõe esse *pixel*. O inconveniente deste método é que ele é computacional pouco eficiente e, por conseguinte, não é apropriado para aplicações em tempo real (Fisher et al., 2003).

O método de *threshold* local define o valor de *threshold* examinando estatisticamente os valores de intensidade da vizinhança do *pixel*. A medida estatística que é mais apropriada depende fortemente da imagem de entrada, alguns exemplos comuns são: a média aritmética, a mediana ou o valor médio entre o valor máximo e mínimo. A escolha do tamanho da vizinhança é determinante para o resultado final, uma vez que esta deve ser suficientemente grande para conter *pixels* pertencentes ao fundo e aos objectos da imagem, mas não deve ser demasiado grande para não violar o pressuposto de distribuição uniforme da iluminação (Fisher et al., 2003). Na Figura 3.4 é apresentado um exemplo que permite fazer a comparação da eficácia do método de *threshold* adaptativo com o método de *threshold* global quando aplicados a uma imagem com variação espacial de luminosidade.

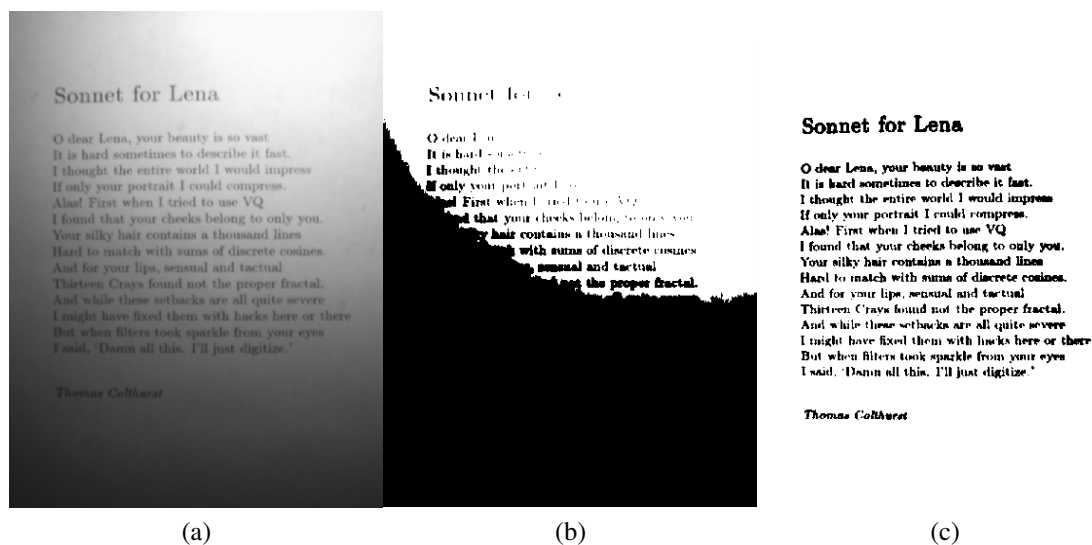


Figura 3.4: Exemplo de *threshold* adaptativo (retirado de Fisher et al. (2003)): a) imagem original; b) *threshold* global; c) *threshold* adaptativo.

c) *Region Growing*

O método de *region growing* é um método de segmentação baseado em regiões, e o seu procedimento consiste em agrupar *pixels* ou sub-regiões em regiões maiores com base em critérios de crescimento previamente estabelecidos. O princípio básico é começar com um *pixel*, ou um conjunto de *pixels*, que pertencem à região a segmentar e fazer crescer esta região juntando aqueles *pixels* vizinhos que têm propriedades predefinidas similares às da região (Gonzalez, 2004).

A seleção do critério de similaridade depende não só do tipo de problema que está a ser considerado, mas, também, do tipo de dados de imagem que estão a ser processados. As características de similaridade podem levar a resultados defeituosos se forem consideradas isoladamente e sem ter em conta a informação de contiguidade (Gonzalez, 2004).

Outro problema nos métodos de *region growing* é o estabelecimento do critério de paragem. Basicamente, o crescimento de uma região deve parar assim que não existam mais *pixels* que satisfaçam o critério para inclusão nessa região (Gonzalez, 2004).

Critérios como o valor de intensidade, textura, e cor, são critérios locais pela sua natureza e não têm em consideração a "história" do processo de crescimento. Critérios adicionais que aumentam a performance do processo de *region growing* utilizam conceitos como o tamanho e forma das regiões que estão a crescer, ou a semelhança entre o *pixel* candidato e os *pixels* da região que está a crescer, como, por exemplo, a comparação entre a intensidade do *pixel* candidato e a média de intensidades dos *pixels* da região (Gonzalez, 2004).

3.3 Processamento e análise de imagens de endoscopia: Estado da arte

Hoje em dia, a endoscopia médica é um procedimento amplamente difundido e utilizado para inspecionar as cavidades internas do corpo humano. O surgimento de técnicas endoscopia, que possibilitam a aquisição de imagens e vídeos, vem permitir o aparecimento de uma nova área de desenvolvimento de sistemas de suporte ao diagnóstico médico assistido por computador. Estes sistemas visam ajudar os médicos a identificar possíveis anormalidades malignas de uma forma mais precisa ([Liedlgruber and Uhl, 2011](#)).

O rastreio do cancro do cólon é sem dúvida a atividade mais importante realizada por gastroenterologistas. Embora a colonoscopia seja considerada um padrão de referência em termos de técnicas de imagiologia médica, é sabido que alguns pólipos não são detectados, e muitos pólipos com baixo potencial maligno são removidos sem benefício para o doente ([Wallace and Kiesslich, 2010](#)).

Têm-se desenvolvido novas técnicas, tecnologias e medidas de controle de qualidade em colonoscopia para melhorar a detecção, classificação e remoção de neoplasias em estado de desenvolvimento prematuro ([Wallace and Kiesslich, 2010](#)). Em termos tecnológicos existem hoje diversas soluções que permitem melhorar o desempenho dos gastroenterologistas, e ao mesmo tempo permitem explorar diferentes soluções ao nível da análise de imagem e diagnóstico assistido por computador.

3.3.1 Sistemas de apoio à decisão médica de doenças do cólon

Os estudos de investigação, ao nível de sistemas de apoio à decisão médica de doenças do cólon, que têm vindo a ser desenvolvidos nos últimos anos incidem, principalmente, em quatro tipos de tecnologias de imagiologia médica: a colonoscopia de tudo flexível (usando luz branca e que pode recorrer a técnicas de coloração como: cromoendoscopia ou NBI) ([Park et al., 2012](#); [Bernal et al., 2011](#); [Figueiredo et al., 2011a](#); [Wang et al., 2002](#); [Iakovidis et al., 2006](#); [Liu et al., 2010](#); [Riaz et al., 2011a](#); [Karkanis et al., 2003](#); [Tjoa and Krishnan, 2003](#); [Riaz et al., 2011b](#); [Bernal et al., 2012](#); [Hwang et al., 2007](#); [del Nozal et al., 2010](#); [Figueiredo et al., 2010a](#)); a colonoscopia de alta-definição ([Qi et al., 2008](#); [Häfner et al., 2012](#)); cápsulas endoscópicas ([Li et al., 2009](#); [Figueiredo et al., 2010b, 2011b](#); [Li and Meng, 2011](#); [Iakovidis et al., 2010](#); [Hwang and Celebi, 2010](#)); e a endoscopia por tomografia computadorizada ([Jiang and Jaffer, 2007](#); [Whelan, 2006](#); [van Ravesteijn et al., 2010](#); [Zheng et al., 2007](#)). Além destas, outras tecnologias e técnicas relevantes são a

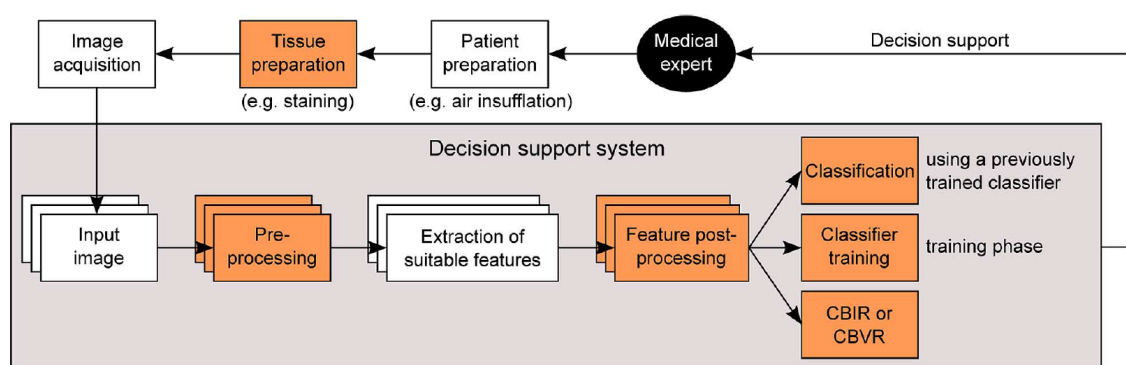


Figura 3.5: Sistema CAD em endoscopia (CBVR - *Content-based video retrieval*; CBIR - *Content-based image retrieval*) (retirado de Liedlgruber and Uhl (2011)).

endomicroscopia de laser confocal, e os sistemas *Fujinon Intelligent Chromo Endoscopy* (FUJIFILM GROUP, Japão) (FICE) e *I-scan* (PENTAX, Japão).

No geral, o apoio à decisão médica centra-se na detecção e caracterização de patologias a partir de imagens adequadas. Alguns sistemas pretendem classificar as imagens de acordo com o critério “patológico/não patológico” (Riaz et al., 2011a; Tjoa and Krishnan, 2003; Riaz et al., 2011b; Li and Meng, 2011)], outros pretendem detectar e/ou classificar estruturas, como pólipos (Park et al., 2012; Bernal et al., 2011; Figueiredo et al., 2011a; Iakovidis et al., 2006; Karkanis et al., 2003; Bernal et al., 2012; Hwang et al., 2007; Häfner et al., 2012; Li et al., 2009; Figueiredo et al., 2010b, 2011b; Hwang and Celebi, 2010; van Ravesteijn et al., 2010)], ou identificar diferentes zonas da imagem de acordo com a qualidade da imagem nessa região ou o interesse clínico (Bernal et al., 2011; Wang et al., 2002; del Nozal et al., 2010)], promover a redução de falsos positivos (Zheng et al., 2007)], identificar os locais de interesse ao longo de sequências de imagens (van Ravesteijn et al., 2010)], e promover a segmentação e a identificação da morfologia de determinadas estruturas, como de criptas do cólon (Figueiredo et al., 2010a; Qi et al., 2008; Häfner et al., 2012).

Um sistema de apoio à decisão médica baseado em endoscopia (Figura 3.5) obedece a uma sequência típica dos sistemas de diagnóstico assistido por computador. A entrada destes sistemas é um conjunto de imagens obtidas por endoscopia. Estas imagens são, normalmente sujeitas a um pré-processamento para eliminação de ruído e outros artefactos. Posteriormente, são extraídas características que vão permitir classificar as imagens ou regiões de interesse das mesmas (Liedlgruber and Uhl, 2011). Em alguns destes métodos, antes da extração de características, existe uma etapa de segmentação de regiões. A extração de características e o processo de classificação são usualmente os passos mais determinantes e são, também, os passos com maior ênfase na maioria dos estudos publicados.

De acordo com [Bernal et al. \(2012\)](#), existem diferentes abordagens para a detecção de pólipos em colonoscopia que podem ser divididas de acordo com o tipo de característica em que se baseiam: características de forma ou de textura. Entre os estudos existentes baseados em análise de textura ([Iakovidis et al., 2006](#); [Riaz et al., 2011a](#); [Karkanis et al., 2003](#); [Tjoa and Krishnan, 2003](#); [Häfner et al., 2012](#); [Li and Meng, 2011](#); [Hwang and Celebi, 2010](#)), as metodologias utilizadas variam entre *wavelets* ([Iakovidis et al., 2006](#); [Karkanis et al., 2003](#)), filtros de Gabor ([Riaz et al., 2011a](#); [Hwang and Celebi, 2010](#)), transformadas *countourlet* ([Li and Meng, 2011](#)) e *Local binary pattern* ([Häfner et al., 2012](#)). Os estudos que se baseiam na extração de características de forma visam ajustar formas típicas de pólipos às regiões da imagem ([Riaz et al., 2011b](#); [Bernal et al., 2012](#); [Hwang et al., 2007](#); [Häfner et al., 2012](#); [Li et al., 2009](#); [Figueiredo et al., 2010b, 2011b](#)). Uma abordagem típica é proceder a uma segmentação baseada em *watershed* e tentar ajustar uma forma elíptica às fronteiras das áreas segmentadas.

Em relação ao processo de classificação, os estudos de detecção de pólipos em imagens de endoscopia apresentam uma tendência para a utilização de classificadores *Supported Vector Machines* (SVM) ([Iakovidis et al., 2006](#); [Riaz et al., 2011a,b](#); [Li et al., 2009](#); [Zheng et al., 2007](#)) e de redes neuronais ([Tjoa and Krishnan, 2003](#); [Li et al., 2009](#)).

No que diz respeito à detecção de focos de criptas aberrantes, foi proposto por [Figueiredo et al. \(2010a\)](#) um método, para detectar os mesmos em imagens endoscópicas com base em equações diferenciais parciais, baseado no modelo de *Chan and Vese*. Outros métodos ([Qi et al., 2008](#); [Häfner et al., 2012](#)), embora não específicos para a detecção e caracterização de focos de criptas aberrantes, apresentam soluções ao nível da caracterização das criptas do cólon que podem constituir bases para uma abordagem deste problema.

Atualmente, os principais desafios, no processamento e análise de imagens de colonoscopia, incluem a detecção e tratamento de zonas degradadas da imagem por reflexões, ruído e outros artefactos, encontrar recursos robustos para detectar e classificar diferentes patologias, e detectar regiões de interesse de forma automatizada ([Liedlgruber and Uhl, 2011](#)).

3.3.2 Detecção e tratamento de pontos de reflexão de luz em imagens de endoscopia

Existem três tipos de regiões que são consideradas inválidas em imagens de gastroendoscopia para além da zona negra que rodeia a imagem propriamente dita: as zonas escuras devido à fraca iluminação, as regiões com texto impresso e as regiões de reflexão de luz. As zonas de reflexão de luz produzem na imagem regiões com elevada

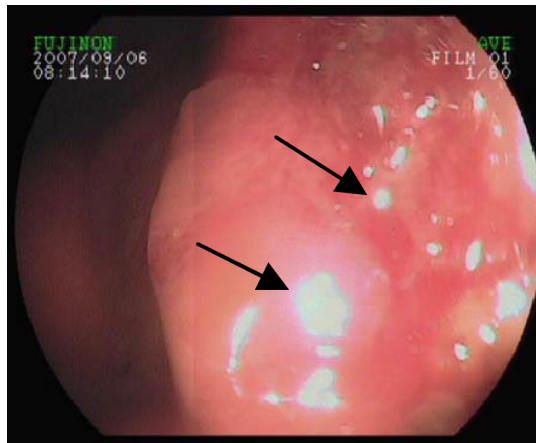


Figura 3.6: Exemplo de uma imagem de endoscopia com regiões de reflexão de luz indicadas por setas (retirado de Yao et al. (2010)).

intensidade e podem produzir resultados defeituosos durante o processamento e análise da imagem (Zhang et al., 2009), Figura 3.6.

Depois de realizada uma pesquisa cuidada sobre o tema da reflexão de luz em imagens de endoscopia é possível concluir que existem poucos estudos que se dedicam a esta temática. Dentro dos estudos que contrariam esta tendência existem dois que abordam o problema de detecção das regiões de reflexão de luz (Zhang et al., 2009; Yao et al., 2010), e outros dois estudos que para além do problema de detecção também apresentam soluções para o tratamento destas regiões (Stehle, 2006; Das et al., 2011).

A abordagem proposta por Zhang et al. (2009) para a detecção das regiões de reflexão de luz baseia-se na inspeção do histograma da imagem obtida pela multiplicação da componente intensidade pelo inverso da componente de saturação, do espaço de cor HSI. Em Zhang et al. (2009) utilizam, também, as componentes intensidade e saturação do espaço de cor HSI, para construir um histograma bidimensional. Depois são utilizados modelos geométricos bidimensionais para definir a área do histograma que contém os *pixels* que pertencem às regiões de reflexão de luz.

No trabalho realizado por Stehle (2006), o processo de detecção das regiões baseia-se na inspeção do histograma da componente *Y* do espaço de cor YUV. A etapa de tratamento ou reconstrução das regiões detectadas baseia-se num processo recursivo de desconvolução espectral. Em Das et al. (2011), o processo de detecção baseia-se na utilização dos três componentes do espaço de cor RGB, os *pixels* que apresentam uma intensidade elevada simultaneamente nas três componentes são considerados pertencer a regiões de reflexão de luz. No processo de reconstrução, um algoritmo de preenchimento realiza a interpolação dos *pixels* detectados a partir dos *pixels* que se encontram na vizinhança, resolvendo a equação de Laplace.

Genericamente, a seguir ao processo de deteção são realizadas operações morfológicas com o intuito de alargar as regiões detetadas, e assim englobar na deteção os *pixels* de fronteira que apresentam características de intensidade mais difusas.

3.4 Resumo

Os sistemas de apoio à decisão médica aplicados a imagens de endoscopia apresentam variadas soluções para os mais diversos problemas de rastreio de patologias. Sendo reconhecido que a atividade mais importante dos gastroenterologistas consiste no rastreio do cancro do cólon, é natural que muitos dos estudos se focalizem nesta problemática.

Os sistemas CAD em endoscopia obedecem a uma organização típica dos sistemas CAD em geral. As fases de processamento mais determinantes correspondem à de extracção de características e à classificação. É também importante que se defina uma boa estratégia de pré-processamento para que o ruído e outros artefactos não interfiram com as fases seguintes de processamento e análise de imagem.

Uma característica indesejada das imagens de endoscopia é a presença de regiões de reflexão de luz. A forte concentração de luminosidade nestas regiões pode contribuir para a oclusão de estruturas de interesse no diagnóstico médico. Por outro lado, e em termos de processamento e análise de imagem, estas regiões não apresentam informação fidedigna, e por isso não devem ser consideradas nas etapas de extracção de características e de classificação.

A deteção e tratamento de regiões de reflexão de luz é um dos principais desafios que se colocam para o futuro. Poucos são os estudos que abordam estas problemáticas. No trabalho referente a esta Dissertação tentou-se encontrar novas metodologias que possam contribuir para o enriquecimento de soluções nesta área. Espera-se, também, que o desenvolvimento destas metodologias facilite o processo automático de deteção e caracterização de focos de criptas aberrantes.

Capítulo 4

Soluções Computacionais Desenvolvidas

4.1 Introdução

Ao longo deste trabalho foram desenvolvidas metodologias computacionais com o intuito de melhorar a qualidade e a análise das imagens de endoscopia. Como se pode observar nas imagens de endoscopia da Figura 4.1, as reflexões de luz provocam a oclusão de regiões da imagem que podem conter informação relevante.

As regiões de reflexão de luz podem apresentar variadas formas e dimensão. Esta variabilidade introduz limitações na abordagem ao problema de detecção. Abordagens típicas em problemas de detecção deste género baseiam-se no pressuposto, isto é, conhecimento *à priori*, de que o objecto a detetar apresenta uma determinada forma. Neste caso, os objectos a detetar apresentam variadas formas e dimensão, e, por isso, foram desenvolvidos métodos que não se baseiam em características de forma, mas sim em características de intensidade.

Neste trabalho foram desenvolvidos dois processos distintos com a finalidade de detetar e segmentar as regiões de reflexão de luz. Anteriormente ao processo de detecção e segmentação, foi desenvolvido um algoritmo para a definição da região de interesse nas imagens de endoscopia. Posteriormente ao processo de detecção e segmentação foi desenvolvida uma metodologia para reconstruir as regiões das imagens originais que foram detetadas como zonas de reflexão de luz. Na Figura 4.2 é apresentado um diagrama de fluxo que ilustra as várias etapas de processamento e análise de imagem.

Este capítulo está dividido em nove secções. Na secção seguinte é caracterizado o conjunto de dados que foi utilizado ao longo deste trabalho. A secção 4.3 apresenta uma



Figura 4.1: Imagens de endoscopia com zonas de reflexão de luz: a) Reflexões de pequenas dimensões na região superior esquerda da imagem; b) Reflexão de grandes dimensões na região inferior direita da imagem.

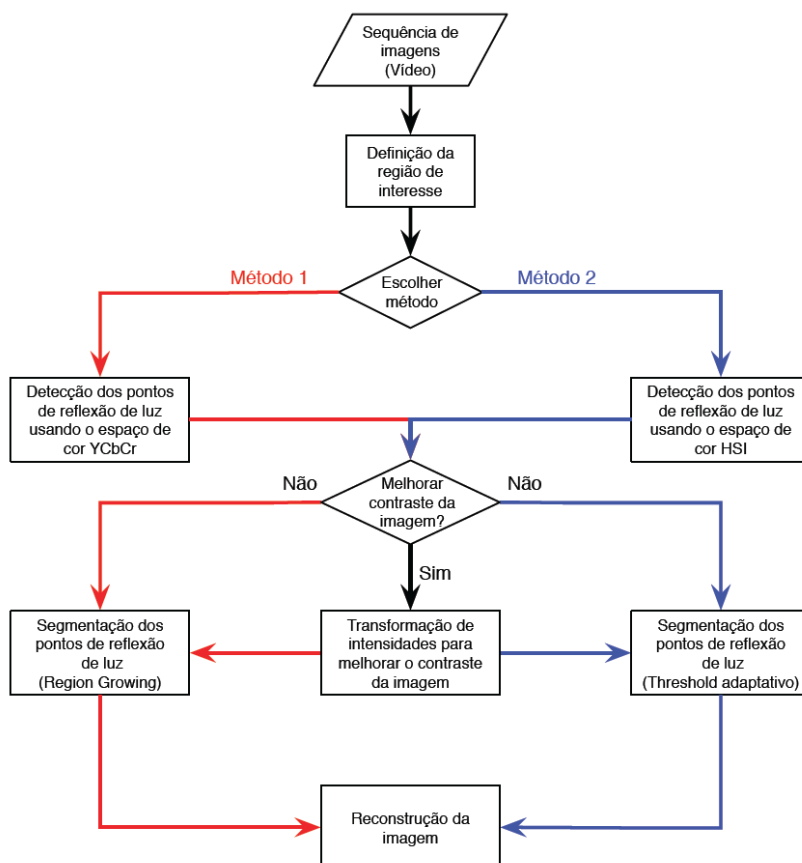


Figura 4.2: Diagrama de fluxo geral dos processos desenvolvidos de detecção e reconstrução dos pontos de reflexão de luz em imagens de endoscopia.

Tabela 4.1: Informação acerca dos vídeos utilizados neste trabalho: 1) *The Gastrointestinal Video Atlas* (Murra-Saca, 2005); 2) *DAVE Project* (2003).

#	Designação	Nº de frames	Tamanho das imagens (pixels)	Duração (segundos)	Formato	Fonte
1	ColonNBI1	732	[240;352]	30.5	RGB24	(1)
2	ColonNBI2	562	[240;320]	23.4	RGB24	(1)
3	ColonNBI3	864	[240;352]	36	RGB24	(1)
4	Colonoscopy2	410	[240;352]	13.6	RGB24	(1)
5	Colonoscopymagn1	249	[240;352]	8.3	RGB24	(1)
6	Dave_Clip300_Cut-1	288	[320;480]	11.5	RGB24	(2)
7	Dave_Clip300_Cut-2	172	[320;480]	6.9	RGB24	(2)
8	Dave_Clip300_Cut3	511	[320;480]	20.4	RGB24	(2)
9	Dave_Clip300_Cut4	429	[320;480]	17.2	RGB24	(2)
10	Dave_Clip300_Cut5	301	[320;480]	12	RGB24	(2)
11	Dave_Clip300_Cut6	223	[320;480]	8.9	RGB24	(2)
12	polipjc	271	[240;352]	30	RGB24	(1)
13	Polypileoecalvalve4	368	[240;352]	12.3	RGB24	(1)
14	Polypileoecalvalve6	390	[240;352]	13	RGB24	(1)
15	videocolonoscopy1	513	[240;368]	17.1	RGB24	(1)
16	videocolonoscopy2	951	[240;352]	31.7	RGB24	(1)
17	videocolonoscopy3	935	[240;352]	31.2	RGB24	(1)
18	videocolonoscopy4	1328	[240;352]	44.3	RGB24	(1)

descrição das interfaces gráficas que foram criadas para facilitar o processo de desenvolvimento dos algoritmos de processamento e análise de imagem e para realizar o processo de anotação manual. Da secção 4.4 à secção 4.8 são descritos os algoritmos desenvolvidos, e na última secção faz-se um resumo de tudo o que foi abordado ao longo deste capítulo.

4.2 Conjunto de dados

Para a realização deste trabalho foram utilizados 18 segmentos de vídeo retirados de duas bases de dados que se encontram disponíveis *online*. No conjunto dos 18 segmentos de vídeo contabilizam-se 9497 imagens (ou *frames*) com uma duração total de aproximadamente 368 segundos. Em termos de resolução, as imagens apresentam entre os 240x320 *pixels* e os 320x480 *pixels*, e cada *pixel* é representado por 24 *bits*. Todas as imagens estão representadas no espaço de cor RGB. Na Tabela 4.1 é possível ver-se discriminadas as informações para cada segmento de vídeo utilizado.

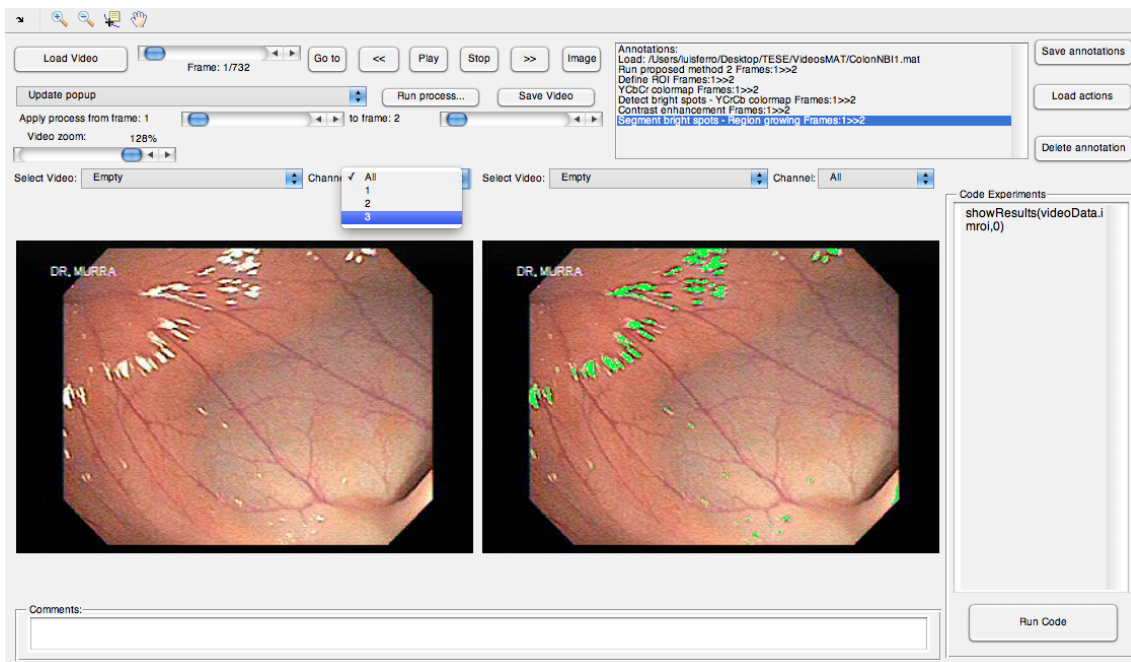


Figura 4.3: Vista geral da interface gráfica especificamente criada para o desenvolvimento e teste de novos algoritmos de processamento e análise de sequência de imagens de endoscopia.

Devido ao facto de alguns destes vídeos conterem alguma informação de propósito educativo ou ilustrativo, como indicações do local de certas estruturas anatómicas e alternância de imagens de endoscopia com outro tipo de imagens, foi necessário uma preparação dos vídeos antes de serem utilizados. Por isto, alguns segmentos de vídeo foram divididos e foram retiradas as partes que não correspondiam unicamente às gravações de exames de endoscopia. Os segmentos de vídeo finais estão disponibilizados na página *web* referente a este trabalho (<https://sites.google.com/site/dissertationluisferro/>).

4.3 Interfaces gráficas

Ao longo deste trabalho foram desenvolvidas duas interfaces gráficas para facilitar os processos de desenvolvimento e análise de métodos de processamento e análise de imagem. A interface gráfica que está representada na Figura 4.3 pretende facilitar o processo de desenvolvimento de novos algoritmos de processamento e análise de imagem aplicados em sequências de imagens (vídeos). Os propósitos e valências que motivaram ou resultaram da sua concretização são enumerados a seguir:

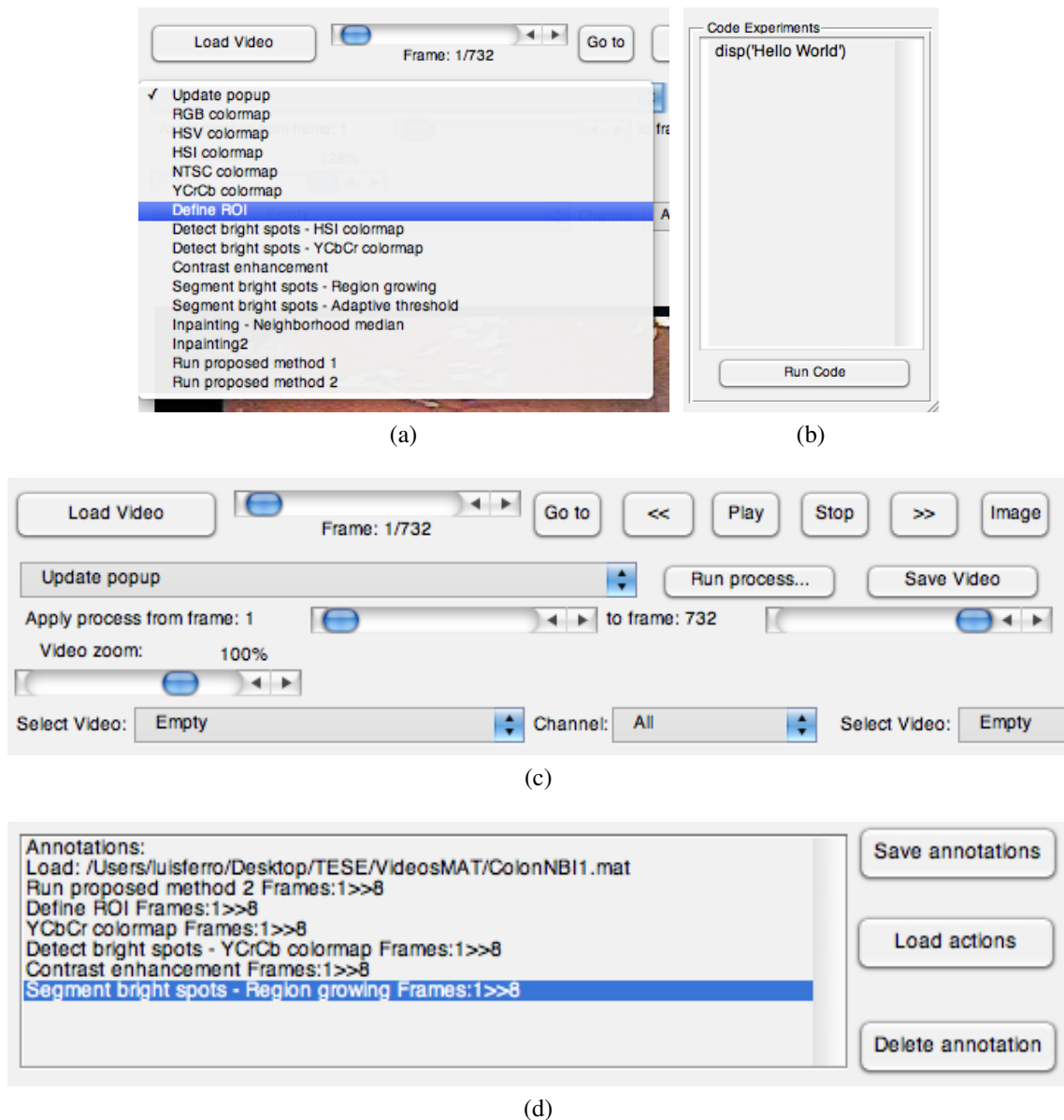


Figura 4.4: Vistas promenorizadas da interface gráfica utilizada no desenvolvimento dos algoritmos de processamento e análise de sequência de imagens de endoscopia: a) *Pop-up* de seleção de métodos de processamento e análise de imagem; b) Região que permite a escrita de código computacional; c) Componentes gráficos ativadores de ações típicas dos softwares de visualização de vídeo ; d) Componente gráfico que permite visualizar as ações realizadas.

- Possibilidade de importar e visualizar sequências de imagens nos diversos formatos de vídeo suportados pelo MATLAB.
- Integração na forma de componentes gráficos de ativadores de ações típicas dos

softwares de visualização de vídeo (funções: *play*; *stop*; *pause*; *next frame*; *previous frame*; *select frame* (Figura 4.4 (c)).

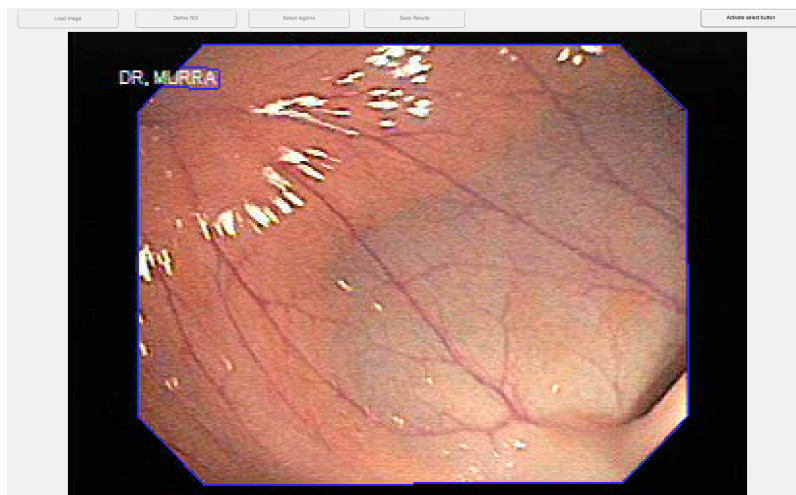
- Possibilidade de alterar o dimensionamento da área de visualização do vídeo.
- Possibilidade de seleccionar a componente ou canal da imagem que se pretende visualizar (Figura 4.3). Tal é importante para comparar a informação contida em cada componente do espaço de cor que está a ser representado. Permitindo, assim, analisar visualmente que componente do espaço de cor contém informação mais determinante.
- Possibilidade de mostrar um *frame* em modo de visualização de imagem, e, assim, poder aceder às funções de *zoom*, arrastar ou cursor que são disponibilizadas no MATLAB. Esta capacidade torna-se bastante importante para inspecção pormenorizada dos valores de intensidade de cada *pixel* e das variações que ocorrem ao longo de regiões específicas da imagem.
- Possibilidade de visualização simultânea de duas sequências de imagens. Permite, por exemplo, comparar o resultado das operações realizadas na sequência de imagens com a sequência de imagens original. Na Figura 4.3 pode-se observar a visualização simultânea da sequência de imagens original e de uma sequência de imagens com as deteções dos pontos de reflexão de luz, representadas a verde.
- Possibilidade de exportar o resultado de qualquer operação que produza alterações na sequência de imagens para um ficheiro, e possibilidade de importar o vídeo gravado para visualização simultânea com o *output* de outra operação de processamento da sequência de imagens.
- Possibilidade de seleccionar o conjunto de *frames* a processar. Tal permite testar um algoritmo que está a ser desenvolvido em apenas poucos *frames*, reduzindo o tempo de processamento.
- Integração de forma simples de métodos de processamento e análise de imagem. Os métodos podem ser seleccionados através de um elemento gráfico (*popup*). Isto permite que sejam testadas facilmente diferentes metodologias e permite alterar a ordem pela qual estas metodologias são aplicadas à sequência de imagens que se está a trabalhar (Figura 4.4 (a)).

- Um componente gráfico de impressão de texto permite visualizar as ações que vão sendo realizadas no processamento e análise da sequência de imagens. Outra informação relevante que é mostrada através deste componente gráfico é a informação dos *frames* que são processados em cada método aplicado (Figura 4.4 (d)).
- É possível guardar e importar as anotações e ações de uma determinada experiência permitindo facilmente reproduzir a aplicação de um conjunto de metodologias a uma nova sequência de imagens (Figura 4.4 (d)). Ao importar as ações guardadas estas vão ser executadas pela mesma ordem pela qual foram executadas antes de serem guardadas. Para além disso, existe um campo para a inserção de texto (Figura 4.3, parte inferior) que pode ser utilizado para guardar notas de uma determinada experiência. Ao importar as ações são também importadas as notas que foram guardadas.
- Por fim, foi também adicionado um componente gráfico no qual se pode inserir e executar código de programação. Este campo torna-se útil para aceder de forma simples e rápida às variáveis do área de trabalho da interface gráfica (Figura 4.4 (b)).

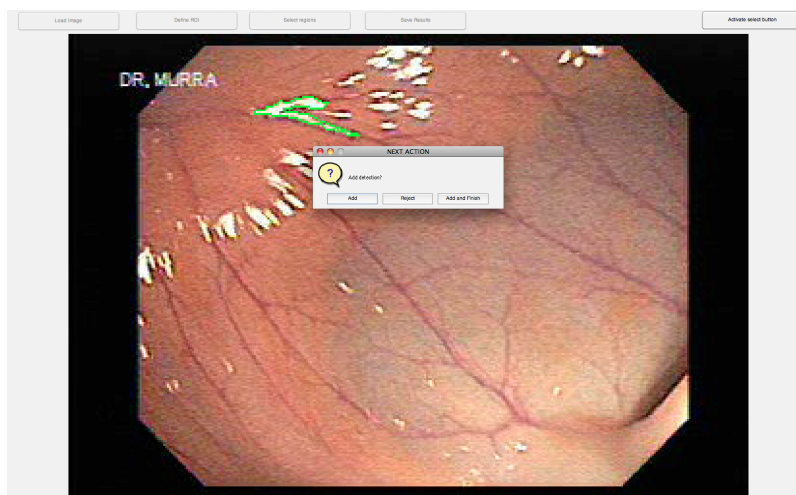
Com o objectivo de realizar as anotações manuais foi construída uma interface gráfica que permite a marcação da região de interesse em imagens de endoscopia, e posteriormente permite a marcação das regiões de reflexão de luz, Figura 4.5. Nesta interface o anotador faz a importação da imagem que pretende anotar e depois marca a região de interesse da imagem, como pode ser observado pela marcação da linha em azul na Figura 4.5 (a). Depois de marcada a região de interesse são marcadas as regiões de reflexão de luz, como se pode observar no exemplo Figura 4.5 (b) pela linha verde que rodeia a região de reflexão de luz. Caso o anotador decida adicionar a marcação que desenhou (Figura 4.5 (b)), é adicionada à imagem a nova marcação e esta passa a ter o aspecto evidenciado na Figura 4.5 (c). Ao serem evidenciadas as marcações já realizadas pelo anotador evita-se que este volta a marcar o mesmo local. No final, quando todas as marcações estiverem realizadas, o anotador pode acionar o elemento gráfico para guardar os resultados, sendo guardadas duas imagens binárias, uma contendo a definição da região de interesse e outra contendo a localização pontos de reflexão de luz.

4.4 Definição da região de interesse

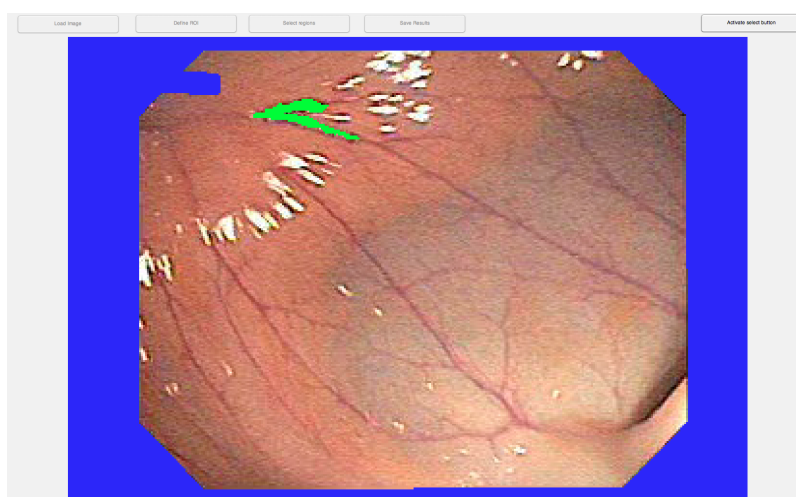
As imagens de endoscopia apresentam, geralmente, duas regiões que não contêm informação acerca do tecido gastrointestinal que se pretende analisar. O objectivo ao de-



(a)



(b)



(c)

Figura 4.5: Interface gráfica para realização das anotações manuais: a) Marcação da região de interesse (linha azul); b) Marcação de uma região de reflexão de luz (linha verde) e menu que permite adicionar ou rejeitar a marcação efectuada; c) Resultado das marcações efectuadas (áreas azul e verde).

envolver um algoritmo para definir a região de interesse, para o diagnóstico clínico em imagens de endoscopia, é o de isolar estas regiões do resto da imagem. As duas regiões da imagem que não contêm informação relativa ao tecido gastrointestinal consistem numa região escura que rodeia a região da imagem com interesse clínico, e as regiões da imagem que apresentam caracteres e outros artefactos impressos.

Assim, para o desenvolvimento do algoritmo de detecção automática da região de interesse foram assumidos dois pressupostos. O primeiro consiste no facto de que a região escura que rodeia a imagem relativa ao tecido gastrointestinal apresenta uma intensidade próxima de zero. O segundo pressuposto consiste no facto de que as regiões da imagem que apresentam caracteres impressos têm uma intensidade próxima do valor máximo de intensidades da imagem.

A primeira etapa do algoritmo desenvolvido consiste na normalização da imagem de entrada, o que permite que se opere sempre na mesma escala de valores, independentemente da classe da imagem de entrada. Seguidamente, são seguidas duas abordagens semelhantes para isolar as regiões de não interesse da região de interesse da imagem.

Para isolar a região escura que rodeia a imagem de endoscopia, calcula-se, para cada *pixel* de cada imagem da sequência de imagens de endoscopia, o valor máximo de intensidade das componentes R, G, e B do espaço de cor RGB. O intuito é maximizar a variação em relação a zero em cada *pixel*, e assim promover uma maior separabilidade, com base nos valores de intensidade, entre os *pixels* pertencentes à região escura e os *pixels* pertencentes às restantes regiões da imagem. Seguidamente, calcula-se a raiz quadrada do desvio quadrático médio de cada *pixel* ao longo da sequência de imagens, obtendo-se, no final, uma imagem em que cada *pixel* representa o desvio quadrático médio nessa posição da imagem. Espera-se que os *pixels* pertencentes à região escura apresentem uma variação muito inferior aos restantes *pixels* da imagem. Por fim, para a segmentação da imagem estabelece-se que os *pixels* com valor inferior a 0.1 (valor determinado por experimentação) pertencem à região escura da imagem e os restantes *pixels* pertencem à região de interesse.

Para isolar as regiões da imagem com caracteres impressos calcula-se, para cada *pixel* de cada imagem da sequência de imagens de endoscopia, o valor mínimo de intensidade das componentes R, G, e B do espaço de cor RGB. Desta vez, o intuito é maximizar a variação em cada *pixel* em relação a um (valor máximo de intensidade da imagem normalizada), e assim promover uma maior separabilidade, com base nos valores de intensidade, entre os *pixels* pertencentes às região com caracteres impressos e os *pixels* pertencentes às restantes regiões da imagem. A lógica inerente aos passos seguintes é igual à utilizada no processo anterior. A única diferença reside no valor de *threshold* utilizado para segmentar a imagem. Neste caso, todos os *pixels* que apresentem uma intensidade inferior

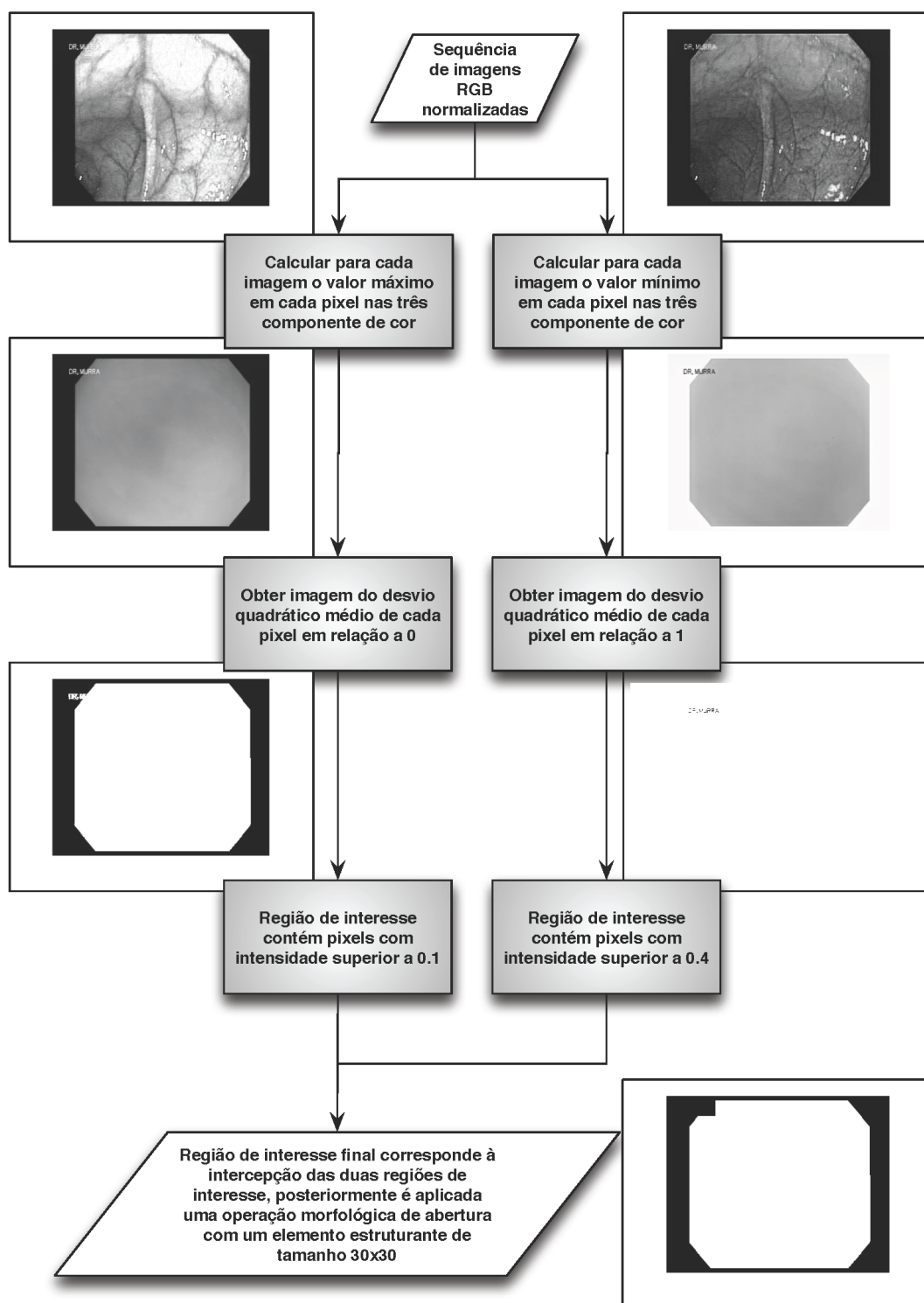


Figura 4.6: Representação gráfica do algoritmo de definição da região de interesse.

a 0.4 (determinado experimentalmente) são considerados pertencer às regiões da imagem com caracteres impressos. Este aumento do valor de *threshold* deve-se ao facto das regiões da imagem com caracteres impressos apresentarem uma dimensão muito reduzida, e, por isso, o ruído que, habitualmente, se verifica na interface destes objectos com o resto da imagem produzir um efeito muito mais significativo do que no caso da região escura que rodeia a imagem.

Por fim, a região final de interesse da imagem é obtida pela intercepção das duas regiões de interesse anteriormente calculadas. A esta imagem é aplicada uma operação morfológica de abertura. Esta operação tem dois objectivos. O primeiro é de aumentar a região relativa à impressão de caracteres, e o segundo é devido à presença, em algumas imagens, de regiões com logotipos impressos. Para este trabalho foi utilizado um elemento estruturante quadrado de tamanho 30x30. Este tamanho é, geralmente, elevado se considerarmos unicamente o propósito de isolamento dos caracteres e da região escura. Assim, e como a presença de logotipos não é habitual nas imagens de endoscopia, para imagens de endoscopia convencionais deve-se reduzir o tamanho do elemento estruturante para 10x10, promovendo uma identificação da região de interesse mais precisa. Um caso exemplificativo da inclusão de logotipos nas imagens de endoscopia é posteriormente apresentado no Capítulo 5. Na Figura 4.6 é apresentado um diagrama de fluxo do algoritmo que foi agora descrito, com imagens exemplificativas de algumas das etapas de processamento.

4.5 Detecção dos pontos de reflexão

As regiões de reflexão de luz são caracterizadas por apresentarem uma intensidade elevada. Por vezes na fronteira entre as regiões de reflexão de luz e o resto da imagem forma-se um anel escuro com poucos *pixels* de raio. Foram desenvolvidos dois algoritmos com o objectivo de detetar os pontos e regiões de reflexão de luz. Os algoritmos desenvolvidos baseiam-se na análise de intensidade das componentes Y e I dos espaços de cor YCbCr e HSI, respectivamente. A componente Y do espaço de cor YCbCr representa a luminância, ou seja, a densidade de luz reflectida numa determinada direcção, e a componente I do espaço de cor HSI representa a intensidade da luz. Em ambos os casos, são características que podem permitir isolar os objectos que se pretendem detetar. Estes algoritmos foram desenvolvidos para detetar as regiões com elevada intensidade, para as regiões envolventes de fraca intensidade será considerada uma metodologia diferente e que será exposta na secção 4.8.

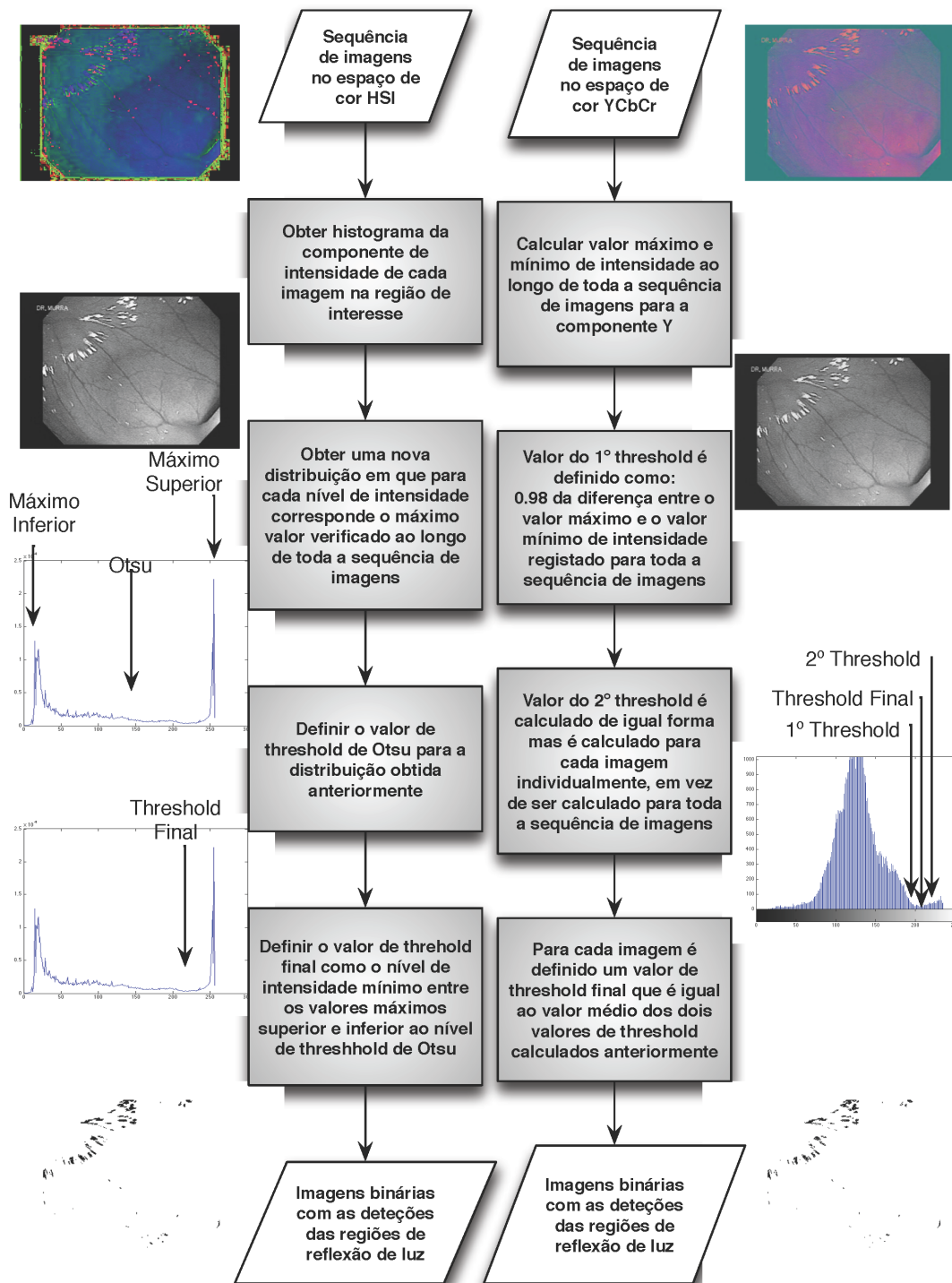


Figura 4.7: Representação gráfica dos dois algoritmos desenvolvidos para o processo de detecção de pontos de reflexão de luz.

O método de detecção, que utiliza a componente I do espaço de cor HSI, calcula os histogramas para cada imagem da sequência de imagens de endoscopia, da imagem na escala de cinzentos. Posteriormente, é calculado, em cada nível de intensidade, o máximo valor registado em todos os histogramas anteriormente produzidos, obtendo-se uma distribuição do número máximo de ocorrências por cada nível de intensidade ao longo de toda a sequência de imagens. Esta etapa tem como objectivo criar uma distribuição que promova a formação de duas classes distintas, uma referente ao fundo da imagem e outra às regiões de reflexão de luz. Uma vez que nem todas as imagens da sequência de imagens de endoscopia apresentam uma área considerável de regiões de reflexão de luz, com este método torna-se mais robusto o pressuposto de existirem duas classes distintas e separáveis na distribuição que é calculada. Assegura-se, também, que uma destas classes representa as regiões de reflexão de luz. Por fim, o valor de *threshold* é calculado com base no algoritmo de *threshold* desenvolvido por Otsu. Calculando o valor de *threshold* de Otsu encontra-se um nível de intensidade que se encontra entre os valores mais representativos de cada classe. Com base neste conhecimento, tenta-se fazer uma aproximação ao valor de intensidade que permite isolar os *pixels* das regiões de reflexão de luz. Na Figura 4.7, à esquerda, está representado o diagrama de fluxo deste algoritmo e é explicado mais pormenorizadamente como se obtém o valor final de *threshold*.

O método de detecção, que utiliza a componente Y do espaço de cor YCbCr, calcula dois valores de *threshold* distintos. O primeiro é calculado para toda a sequência de imagens e o segundo é calculado para cada imagem individualmente. Assim pretende-se que o valor de *threshold* final, correspondente à média dos dois valores de *threshold* calculados anteriormente, seja calculado de uma forma mais robusta, pois baseia-se em informação com carácter mais global, referente à análise de toda a sequência de imagens, e informação mais localizada, referente à análise de cada imagem. Na Figura 4.7, à direita, está representado o diagrama de fluxo do algoritmo de detecção que utiliza o espaço de cor YCbCr.

4.6 Melhoria do contraste da imagem

Uma vez já detetadas as regiões de reflexão de luz, pode-se utilizar a informação destas regiões para promover um melhoramento do contraste das imagens de endoscopia. O objectivo deste algoritmo é promover uma maior separação entre os níveis de intensidade das regiões de reflexão de luz e os níveis de intensidade do resto da imagem. Outra informação que pode ser útil para promover o melhoramento do contraste da imagem é a informação espacial. Com base nas detecções anteriores pode-se favorecer, ao nível da

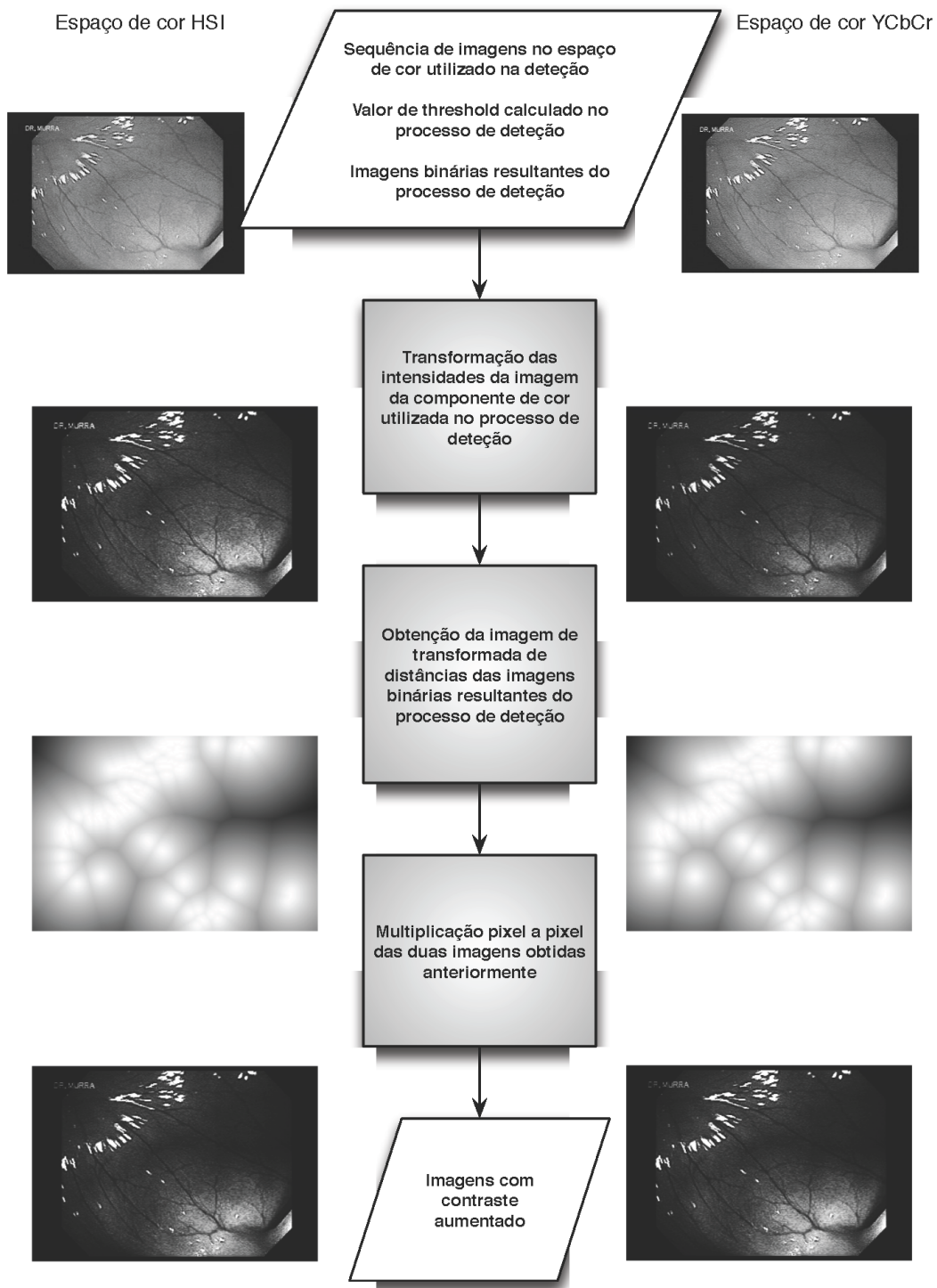


Figura 4.8: Representação gráfica do algoritmo de melhoramento do contraste da imagem desenvolvido.

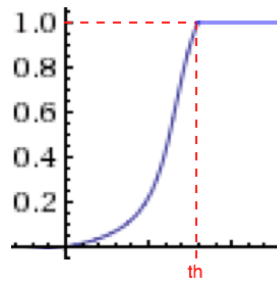


Figura 4.9: Representação gráfica da equação de transformação de intensidades (th - valor de *threshold* calculado no processo de detecção das regiões de reflexão de luz)

intensidade, os *pixels* que se encontrem mais próximos de um ponto de reflexão de luz do que os *pixels* mais distantes.

O algoritmo desenvolvido para o melhoramento do contraste das imagens de endoscopia pode ser aplicado à componente I do espaço de cor HSI e à componente Y do espaço de cor YCbCr. Para cada um destes espaços de cor, as detecções utilizadas para proceder ao melhoramento do contraste são, respectivamente, as detecções resultantes de cada um dos processos expostos na secção 4.5. Exceptuando os valores de entrada, o algoritmo processa-se de igual forma para os dois tipos de imagem.

À imagem na escala de cinzentos, do espaço de cor respectivo, são aplicadas duas transformações de intensidade. A primeira destas transformações de intensidade obedece à equação:

$$s = \begin{cases} 1.27238 \left(\frac{\tan^{-1}(\frac{6r}{th}-5)}{2\tan^{-1}(5)} + 0.5 \right) & ,\text{se } 0 \leq r < th \\ 1 & ,\text{se } r \geq th \end{cases} \quad (4.1)$$

onde r expressa a intensidade na imagem de entrada, s a intensidade na imagem de saída, e th o valor de *threshold* calculado no processo de detecção. Na Figura 4.9, pode-se observar a representação gráfica da Equação 4.1. Pelo traçado do gráfico pode-se reparar que perto dos níveis de intensidade próximos do valor de *threshold* o declive da curva é elevado, promovendo um afastamento entre estes níveis de intensidade.

A imagem resultante da transformação anterior é, depois, multiplicada, com uma imagem da transformada de distâncias. O objectivo é produzir um aumento de contraste que tenha em consideração uma combinação de informação relativa à intensidade inicial e informação relativa à distância dos *pixels* aos objectos já detetados. Na Figura 4.8 é apresentado um diagrama de fluxo do algoritmo de melhoramento de contraste desenvolvido, com imagens exemplificativas de algumas das etapas que o constituem.

4.7 Segmentação dos pontos de reflexão

Tal como no processo de deteção das regiões de reflexão de luz, foram desenvolvidos dois métodos de segmentação. Em cada método é utilizado um espaço de cor diferente, HSI ou YCbCr. Os dados de entrada correspondem às imagens na escala de cinzentos e às imagens binárias resultantes da deteção, respectivas a cada espaço de cor. De seguida é explicado cada um destes métodos tendo em conta que se procede, anteriormente, ao melhoramento de contraste, contudo as imagens na escala de cinzentos utilizadas nestes métodos podem ser utilizadas sem este pré-processamento.

O primeiro método de segmentação desenvolvido utiliza o espaço de cor HSI. Este método é baseado em *threshold* adaptativo, ou seja, para cada objecto da deteção é considerada uma região rectangular que envolve todo o objecto e 10 *pixels* (valor determinado experimentalmente) em cada sentido da imagem. É calculado um valor de *threshold* para cada sub-região considerada, sendo que os *pixels* que obedecerem à regra de segmentação são considerados como novas localizações dos objectos da imagem. Na Figura 4.10 à esquerda, está apresentado um diagrama de fluxo do algoritmo de segmentação no espaço de cor HSI, com imagens exemplificativas de algumas das etapas que o constituem.

O segundo método de segmentação desenvolvido utiliza o espaço de cor YCbCr. Este método é baseado em *region growing*, ou seja, para cada objecto resultante da deteção promove-se o crescimento da região detetada, tendo em consideração as intensidades verificadas no conjunto dos *pixels* pertencentes ao objecto e as intensidades verificadas no conjunto dos *pixels* que não pertencem ao objecto. O critério de comparação, bem como o diagrama de fluxo do algoritmo estão apresentados no lado direito de Figura 4.10.

Em ambos os algoritmos apresentados, o objectivo principal é promover uma mais precisa delimitação da área pertencente a cada objecto. Os dois algoritmos desenvolvidos, por operarem em regiões próximas do objecto, apresentam a capacidade de melhor distinguir as fronteiras do mesmo, minimizando o efeito das variações na luminosidade da imagem, que são bastante frequentes em imagens de endoscopia.

4.8 Reconstrução da imagem

O método desenvolvido para a reconstrução das regiões de reflexão de luz é baseado no método proposto por [Chang and Tseng \(2011\)](#), e que foi adaptado para imagens de endoscopia e mais, propriamente, às características das regiões de reflexão de luz nestas imagens.

O método desenvolvido aplica-se de igual forma quer ao processamento das imagens no espaço de cor HSI, quer no espaço YCbCr. Os dados de entrada são as imagens

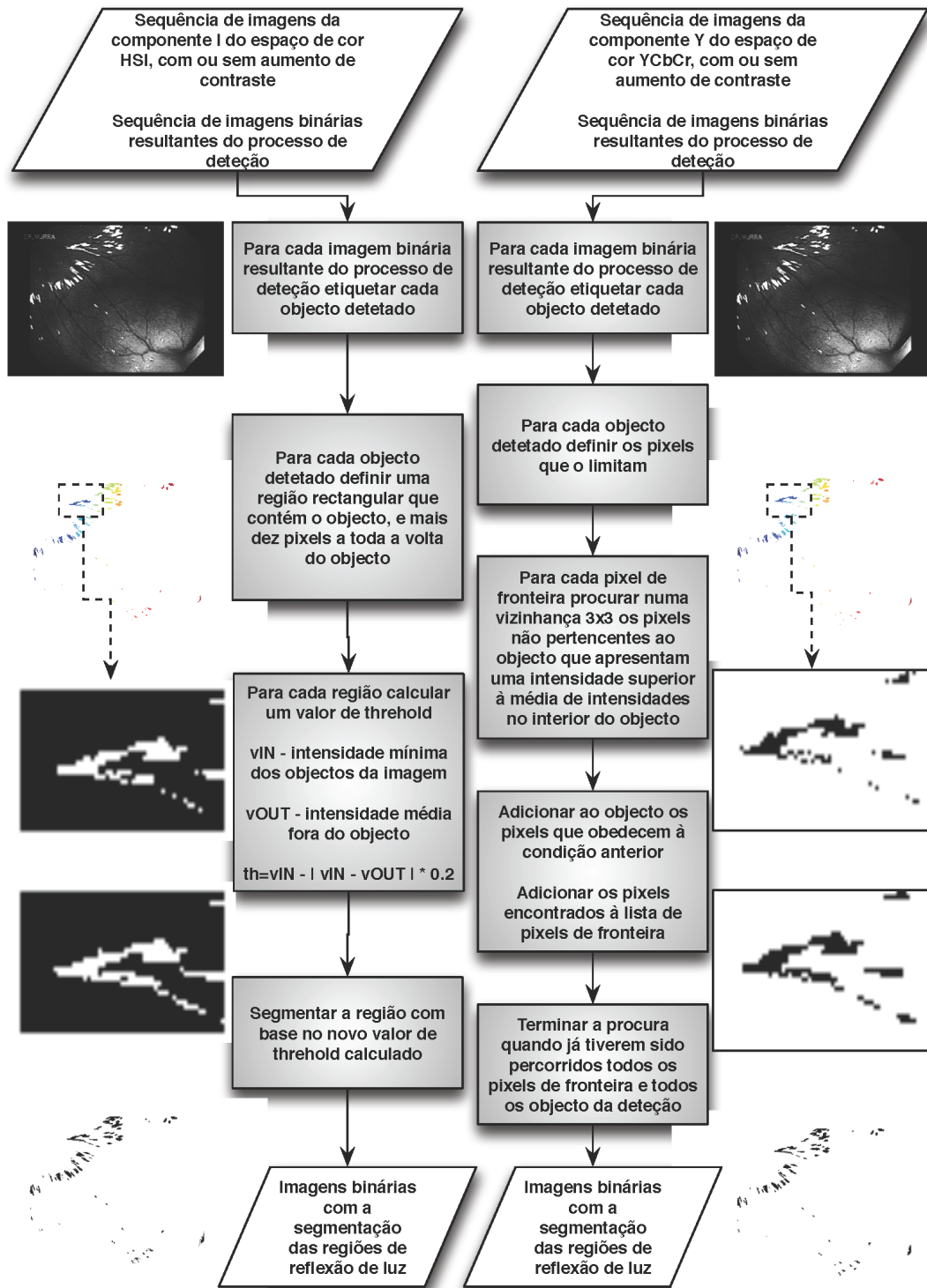


Figura 4.10: Representação gráfica dos algoritmos segmentação das regiões de reflexão de luz.

na escala de cinzentos da componente de cor utilizada na detecção e segmentação, e as imagens binárias resultantes do processo de segmentação. Em primeiro lugar, ocorre uma operação de dilatação das imagens binárias resultantes da segmentação, que tem como objectivo englobar nos objectos segmentados os *pixels* escuros que, por vezes, formam um anel à volta das regiões de reflexão de luz. Posteriormente, para cada objecto, em cada imagem da sequência de imagens de endoscopia, são determinados os *pixels* de fronteira do objecto com o fundo. O valor de intensidade dos *pixels* de fronteira são substituídos pelo valor mediano de intensidade dos *pixels* vizinhos que não pertencem ao objecto. O processo repete-se até serem calculados os novos valores para todos os *pixels* fronteira. Depois, e para o mesmo objecto, são determinados os novos *pixels* de fronteira, uma vez que os anteriores já não são considerados como pertencentes ao objecto, e o processo repete-se até já não existirem mais *pixels* pertencentes ao objecto. O processo ocorre de igual forma para todos os objectos de todas as imagens pertencentes à sequência de imagens de endoscopia, e termina quando tiverem sido substituídos todos os valores de intensidade dos *pixels* da imagem, nos locais marcados como objectos na imagem resultante do processo de dilatação.

Na Figura 4.11, é apresentado um diagrama de fluxo do algoritmo desenvolvido para a reconstrução das regiões de reflexão de luz, com imagens exemplificativas de algumas das etapas que o constituem. As imagens do lado esquerdo refletem o processamento no espaço de cor HSI, e as imagens do lado direito refletem o processamento no espaço de cor YCbCr.

4.9 Resumo

As imagens de endoscopia apresentam, habitualmente, regiões não informativas relativamente ao diagnóstico médico. Por vezes estas regiões podem promover a oclusão de estruturas de interesse clínico e dificultar o trabalho do examinador. Para além disto, estas regiões podem, também, ser prejudiciais na análise e processamento de imagens de endoscopia em sistemas de diagnóstico médico assistido por computador.

Ao longo deste trabalho foram desenvolvidos métodos para a detecção e segmentação automática destas regiões. A primeira etapa do trabalho consistiu na construção de duas interfaces gráficas com o objectivo de apoiar e facilitar os processos de desenvolvimento de algoritmos e análise de resultados. A segunda etapa consistiu no desenvolvimento de um algoritmo para a definição automática da região de interesse da imagem, separando a região escura que rodeia a imagem de endoscopia e os caracteres impressos da região com interesse clínico. Posteriormente foram desenvolvidas duas metodologias, com base

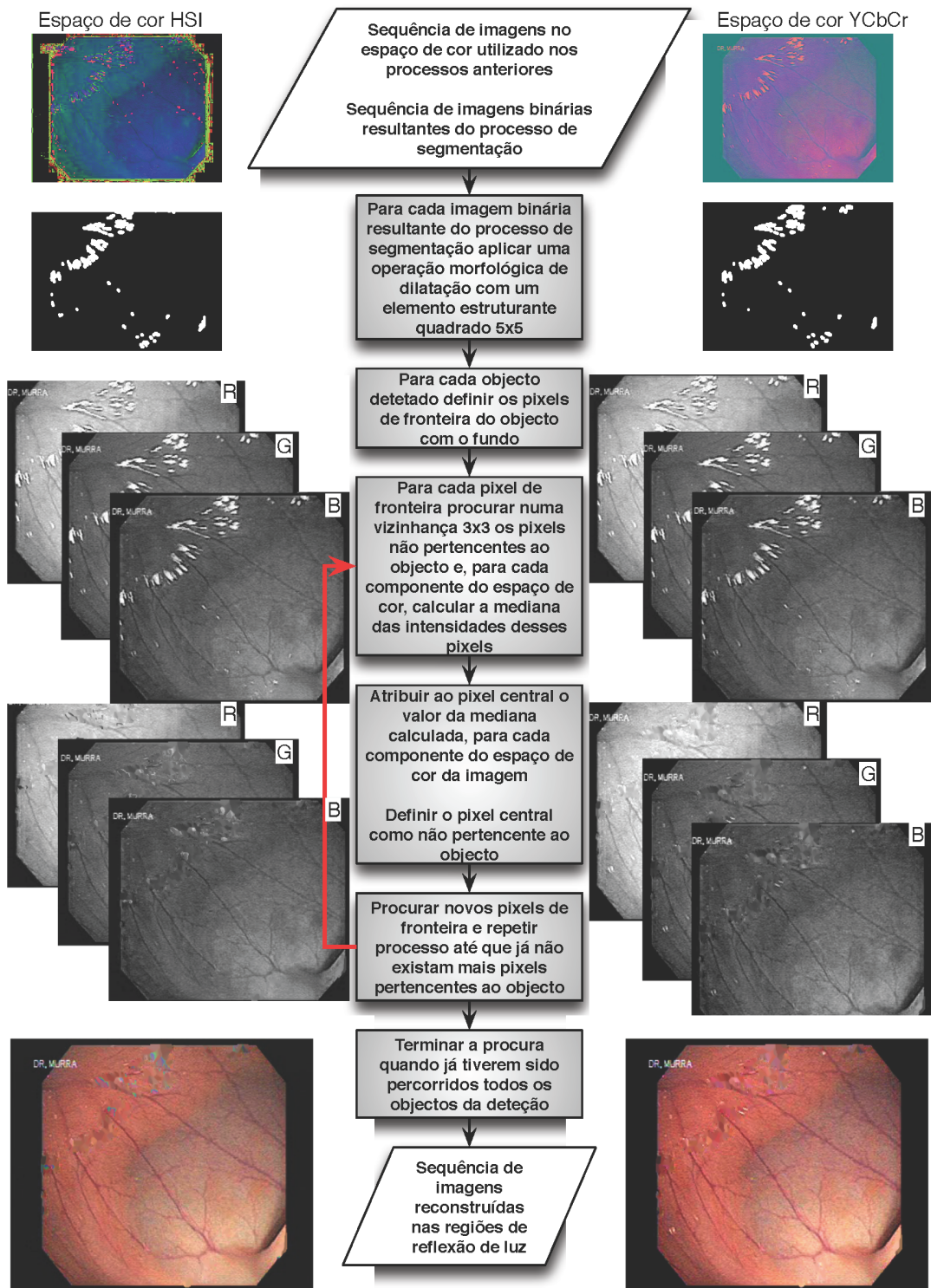


Figura 4.11: Representação gráfica do algoritmo desenvolvido para a reconstrução das regiões de reflexão de luz.

no processamento e análise das imagens de endoscopia representadas nos espaços de cor HSI e YCbCr, que têm como objectivo detetar e segmentar as regiões de reflexão de luz. A última etapa deste trabalho consistiu na adaptação de um algoritmo de reconstrução, utilizado na reconstrução de regiões, da face de pessoas, com reflexões de luz em imagens digitais, às imagens de endoscopia.

Em conclusão, com os desenvolvimentos efetuados pretendeu-se que as metodologias desenvolvidas tragam benefícios em termos da observação directa das imagens de endoscopia pelos profissionais de saúde, e, também, que permitam facilitar o desenvolvimento de sistemas automáticos de apoio à decisão médica baseados em imagens de endoscopia, mais propriamente aos sistemas automáticos para a deteção a caracterização de focos de criptas aberrantes.

Capítulo 5

Resultados e Discussão

5.1 Introdução

Para avaliar a eficiência das metodologias desenvolvidas, relativamente aos processos de definição da região de interesse, detecção de regiões de reflexão de luz e segmentação das regiões de reflexão de luz, foram anotadas manualmente, por três anotadores diferentes, 38 imagens de endoscopia.

Primeiramente, foram comparadas as anotações manuais entre si para avaliar a coerência entre os diferentes anotadores. Assim, e depois de obtidas as medidas de sensibilidade, especificidade e exatidão entre as anotações manuais, obtiveram-se os valores de referência para avaliar o desempenho dos algoritmos de detecção e segmentação automática desenvolvidos e apresentados no capítulo anterior.

Antes de avaliar os resultados obtidos convém explicar o cálculo das medidas que foram usadas. Considera-se um verdadeiro positivo (VP) um *pixel* considerado pertencer à classe de objectos que é identificado como, também, pertencente ao objecto na anotação com a qual se pretende comparar, e um falso positivo (FP) um *pixel* considerado pertencer à classe de objectos e que é identificado como não pertencente ao objecto na anotação com a qual se pretende comparar. Analogamente, considera-se um verdadeiro negativo (VN) um *pixel* considerado não pertencer à classe de objectos que é identificado como, também, não pertencente ao objecto na anotação com a qual se pretende comparar, e um falso negativo (FN) um *pixel* considerado não pertencer à classe de objectos e que é identificado como pertencente ao objecto na anotação com a qual se pretende comparar.

Tabela 5.1: Comparação entre as anotações manuais para a definição da região de interesse.

		Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Anotador 1	SEN	-	98.8%	98.3%	98.6%
	ESP	-	99.8%	99.9%	99.8%
	EXT	-	99.5%	99.5%	99.5%
Anotador 2	SEN	99.3%	-	98.4%	98.8%
	ESP	99.6%	-	99.7%	99.7%
	EXT	99.5%	-	99.4%	99.5%
Anotador 3	SEN	99.6%	99.2%	-	99.4%
	ESP	99.4%	99.4%	-	99.4%
	EXT	99.5%	99.4%	-	99.4%
Média	SEN	-	-	-	98.9%
	ESP	-	-	-	99.6%
	EXT	-	-	-	99.5%

Sendo assim, definiram-se as seguintes medidas para avaliação dos resultados:

$$Sensibilidade = \frac{VP}{VP + FN} \quad (5.1)$$

$$Especificidade = \frac{VN}{VN + FP} \quad (5.2)$$

$$Exatidão = \frac{VP + VN}{VP + FP + VN + FN} \quad (5.3)$$

Na Tabela 5.1 é possível observar os resultados obtidos na comparação entre anotações manuais para a definição da região de interesse. Em termos médios a comparação entre anotações manuais regista uma sensibilidade de 98.9%, uma especificidade de 99.6%, e uma exatidão de 99.5%. Estes resultados denotam uma elevada concordância para a definição da região de interesse entre os vários anotadores.

No que refere à definição das regiões de reflexão de luz, os resultados comparativos das marcações dos anotadores (Tabela 5.2) apresentam uma sensibilidade de 70.4%, uma especificidade de 99.1%, e uma exatidão de 98.3%. Através deste resultados é possível concluir que o número de regiões de reflexão de luz é bastante inferior às regiões sem reflexão de luz, uma vez que a diminuição de sensibilidade não afetou a especificidade das anotações. Outra conclusão a retirar destes resultados é que existe uma tendência para os anotadores identificarem as regiões de reflexão de luz de forma consideravelmente

Tabela 5.2: Comparação entre as anotações manuais para a deteção das regiões de reflexão de luz.

		Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Anotador 1	SEN	-	70.6%	76.9%	73.3%
	ESP	-	99.4%	98.9%	99.1%
	EXT	-	98.4%	98.4%	98.4%
Anotador 2	SEN	79.1%	-	76.7%	78.0%
	ESP	99.0%	-	98.5%	98.8%
	EXT	98.4%	-	98.0%	98.2%
Anotador 3	SEN	63.4%	56.5%	-	59.7%
	ESP	99.4%	99.4%	-	99.4%
	EXT	98.4%	98.0%	-	98.2%
Média	SEN	-	-	-	70.4%
	ESP	-	-	-	99.1%
	EXT	-	-	-	98.3%

diferente, isto deve-se, provavelmente, ao facto de estas regiões serem bastante irregulares e com fronteiras, muitas das vezes, fracamente definidas.

Para avaliar o processo de reconstrução, a estratégia consistiu em criar artificialmente, em zonas da imagem sem regiões de reflexão de luz, regiões com características idênticas às regiões de reflexão de luz. Para 38 imagens de endoscopia foram criadas 4 variações de cada imagem. Em duas dessas variações da imagem foi adicionado um círculo de raio 5 e de 0.8 de intensidade e nas outras duas variações foi adicionado um círculo de 15 de raio com as mesmas características. Depois de adicionados à imagem, os círculos foram filtrados com um Gaussiano de $\sigma = \text{raio}/12$, para mimetizar a distribuição de intensidades numa região de reflexão de luz. A uma das variações de raio 5 foi criado um anel de 1 *pixel* de raio com ruído Gaussiano de média 0 e $\sigma = 0.01$. Para uma das variações de raio 15 procedeu-se da mesma forma, com excepção ao raio do anel, que foi de 2 *pixels*. Na Figura 5.1 é possível observar o aspecto das regiões de reflexão de luz criadas artificialmente para uma imagem de endoscopia. As dimensões escolhidas para as regiões de reflexão de luz criadas artificialmente, bem como todos os outros valores arbitrados e descritos acima, pretendem-se aproximar aos casos reais mais frequentemente encontrados.

Uma das medidas utilizadas para avaliar o processo de reconstrução foi a raiz quadrada do desvio quadrático médio entre as intensidades dos *pixels* da imagem original com as intensidades dos *pixels* da imagem reconstruída, para a região de reflexão de luz. Outra medida calculada foi o PSNR (*Peak Signal-to-Noise Ratio*), que é uma medida bastante

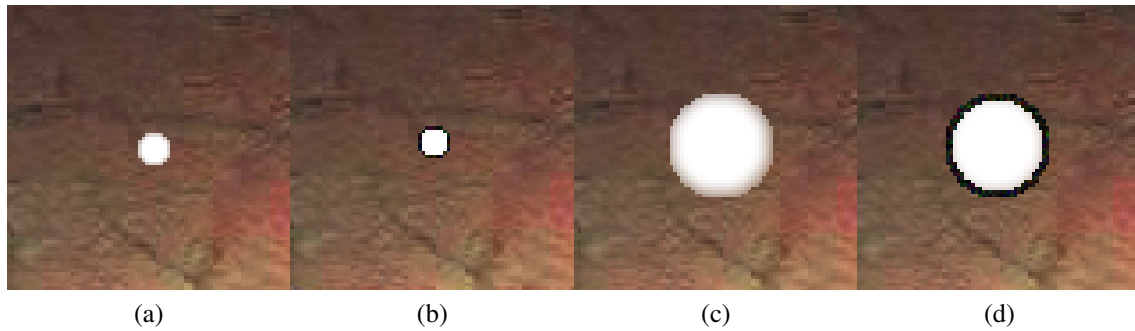


Figura 5.1: Imagens de endoscopia com regiões de reflexão de luz criadas artificialmente. As imagens encontram-se ampliadas na região de reflexão de luz: a) Reflexão de raio 5; b) Reflexão de raio 5 com anel escuro; c) Reflexão de raio 15; d) Reflexão de raio 15 com anel escuro.

utilizada na avaliação da qualidade da compressão de imagens digitais.

5.2 Definição da região de interesse

Os resultados obtidos na comparação da definição automática da região de interesse com as anotações manuais estão representados na Tabela 5.3. O algoritmo de detecção apresenta uma sensibilidade média de 98.7%, uma especificidade média de 99.7% e uma exatidão média de 99.5%. Estes resultados indicam uma elevada eficiência e robustez do processo automático para a definição da região de interesse.

Embora os resultados obtidos ao nível da sensibilidade, especificidade e exatidão do método automático de definição da região de interesse sejam muito próximos dos 100%, existe um fator que impossibilita uma ainda melhor precisão na definição automática da região de interesse. Como já foi referido no Capítulo 4, algumas das imagens de endoscopia utilizadas neste trabalho contêm logotipos. Estes logotipos não aparecem em imagens convencionais de endoscopia. Por isto, foi necessário realizar uma operação morfológica de abertura nas imagens binárias que definem a região de interesse com um elemento estruturante com um tamanho bastante superior ao que era mais indicado para imagens de endoscopia convencionais. Na Figura 5.2 é apresentada uma imagem com dois logotipos

Tabela 5.3: Comparação entre as anotações automáticas e as anotações manuais para o processo de definição da região de interesse.

	Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Sensibilidade	99.2%	98.7%	98.1%	98.7%
Especificidade	99.7%	99.7%	99.8%	99.7%
Exatidão	99.6%	99.4%	99.4%	99.5%

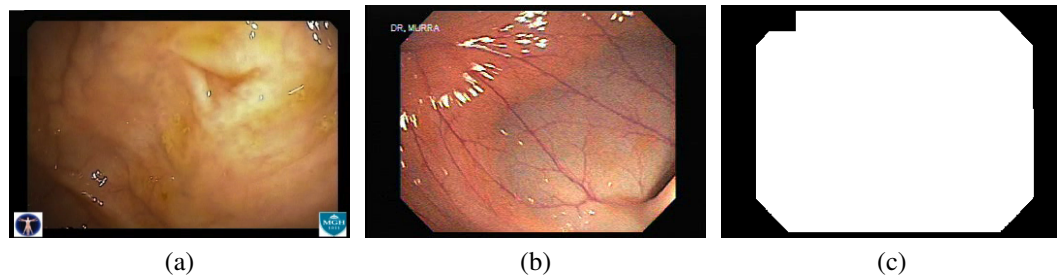


Figura 5.2: Imagens de endoscopia: a) Imagem com logotipos; 5. b) Imagem convencional; c) Resultado da definição automática da região de interesse para a imagem de endoscopia convencional.

(Figura 5.2 (a)) e o efeito operação morfológica utilizada numa imagem convencional de endoscopia. Pode-se reparar, na Figura 5.2 (c), que a região superior esquerda da região de interesse é diminuída pela operação morfológica realizada. Para contornar este problema seria, apenas, necessário diminuir o tamanho do elemento estruturante utilizado.

5.3 Detecção dos pontos de reflexão

Os resultados obtidos na comparação da detecção automática das regiões de reflexão de luz com as anotações manuais estão representados na Tabela 5.4 - parte (a). O algoritmo de detecção, no espaço de cor HSI, apresenta uma sensibilidade média de 47.3%, uma especificidade média de 99.6% e uma exatidão média de 98.1%. Realizando uma operação morfológica de dilatação nas imagens binárias da detecção com um elemento estruturante quadrado de tamanho 5x5, os resultados obtidos apresentam uma sensibilidade média de 67.5%, uma especificidade média de 98.1% e uma exatidão média de 97.3%.

Para o espaço de cor YCbCr, os resultados obtidos na comparação da detecção automática das regiões de reflexão de luz com as anotações manuais estão indicados na Tabela 5.4 - parte (b). O algoritmo de detecção, no espaço de cor YCbCr, apresenta uma sensibilidade média de 40.3%, uma especificidade média de 99.9% e uma exatidão média de 98.2%. Realizando uma operação morfológica de dilatação nas imagens binárias da detecção com um elemento estruturante quadrado de tamanho 5x5, os resultados obtidos apresentam uma sensibilidade média de 65.1%, uma especificidade média de 98.9% e uma exatidão média de 97.9%.

Dos resultados obtidos é importante concluir que a aplicação de uma operação morfológica com um elemento estruturante quadrado de tamanho 5x5 não compromete a especificidade do método de detecção e melhora significativamente a sua sensibilidade. Outra conclusão importante, é que este aumento de sensibilidade se deve, provavelmente, ao

Tabela 5.4: Comparação entre as anotações automáticas e as anotações manuais para o processo de detecção das regiões de reflexão de luz: a) Espaço de cor HSI; b) Espaço de cor YCbCr.

(a)

		Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Imagem binária original	SEN	50.2%	43.0%	49.7%	47.3%
	ESP	99.7%	99.6%	99.4%	99.6%
	EXT	98.3%	97.8%	98.2%	98.1%
Dilatação círculo de raio 2	SEN	68.0%	60.4%	73.6%	66.7%
	ESP	98.3%	98.3%	98.1%	98.3%
	EXT	97.4%	97.1%	97.5%	97.4%
Dilatação quadrado de tamanho 5x5	SEN	68.5%	61.2%	74.7%	67.5%
	ESP	98.1%	98.1%	97.9%	98.1%
	EXT	97.3%	96.9%	97.4%	97.2%

(b)

		Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Imagem binária original	SEN	40.9%	35.5%	46.0%	40.3%
	ESP	99.9%	99.9%	99.8%	99.9%
	EXT	98.2%	97.8%	98.5%	98.2%
Dilatação círculo de raio 2	SEN	63.1%	56.9%	74.4%	63.9%
	ESP	99.0%	99.0%	99.0%	99.0%
	EXT	98.0%	97.7%	98.4%	98.0%
Dilatação quadrado de tamanho 5x5	SEN	64.1%	58.1%	76.0%	65.1%
	ESP	98.9%	98.9%	98.8%	98.9%
	EXT	97.9%	97.6%	98.3%	97.9%

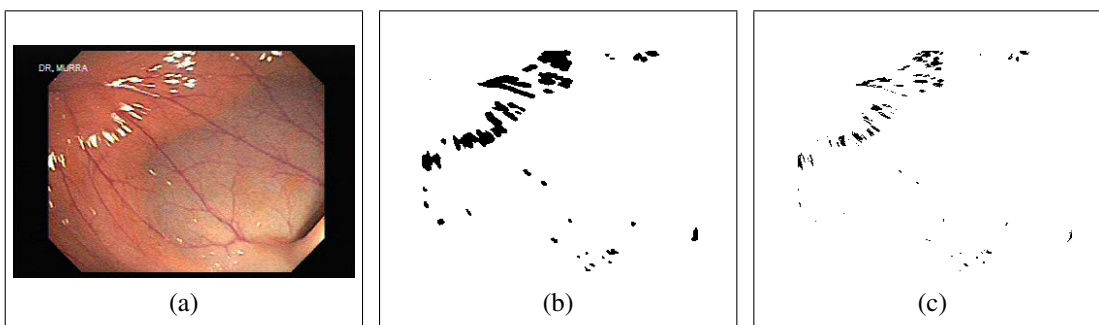


Figura 5.3: Exemplo de comparação da detecção automática com a anotação manual das regiões de reflexão de luz: a) Imagem original; b) Anotação manual; c) Detecção automática.

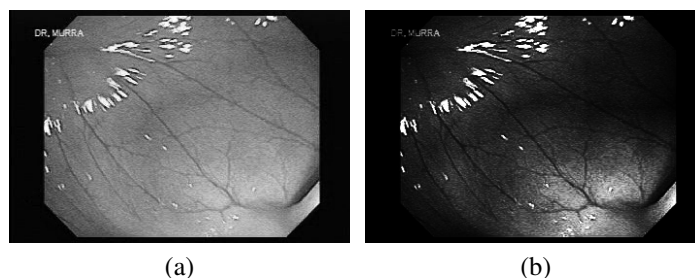


Figura 5.4: Impacto da aplicação do método de melhoria do contraste na imagem de endoscopia: a) Imagem original, componente I do espaço de cor HSI; b) Imagem com contraste melhorado.

facto de as anotações manuais não serem tão rigorosas na delimitação da área da região de reflexão de luz como o processo automático, e ao facto de que a região escura que envolve, por vezes, as regiões de reflexão de luz não seja incorporada na deteção automática antes de ser realizada a operação de dilatação. Na Figura 5.3 pode-se observar a diferença entre a deteção automática e a anotação manual numa imagem de endoscopia.

5.4 Melhoria do contraste

Para avaliar o melhoramento do contraste das imagens em análise não foram calculadas medidas que permitissem aferir directamente a eficácia deste método. Mas, além da comparação visual das imagens, antes e depois da aplicação do método de melhoramento do contraste, são analisados, na secção seguinte, o impacto da aplicação do método no processo de segmentação. Na Figura 5.4, pode-se observar o impacto da aplicação do método numa imagem de endoscopia. Pode-se reparar que as regiões de reflexão de luz apresentam um contraste mais evidente com as regiões onde não se verifica reflexão de luz, na imagem resultante da aplicação do método de melhoramento do contraste.

5.5 Segmentação dos pontos de reflexão

Para avaliar a eficiência dos algoritmos de segmentação desenvolvidos foram realizados dois testes distintos. O primeiro teve como objectivo avaliar o algoritmo de segmentação das regiões de reflexão de luz aplicado à componente do espaço de cor utilizado no processo de deteção, sem realizar o melhoramento do contraste da imagem. O segundo teste teve como objectivo avaliar o algoritmo de segmentação das regiões de reflexão de luz aplicado nas imagens com melhoramento do contraste.

Tabela 5.5: Comparação entre as anotações automáticas e as anotações manuais para o processo de segmentação das regiões de reflexão de luz, sem melhoramento de contraste: a) Espaço de cor HSI; b) Espaço de cor YCbCr.

(a)

		Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Imagem binária original	SEN	59.1%	50.1%	57.0%	55.1%
	ESP	99.3%	99.2%	98.9%	99.1%
	EXT	98.1%	97.6%	97.9%	97.9%
Dilatação círculo de raio 2	SEN	72.7%	66.0%	78.4%	71.8%
	ESP	97.3%	97.4%	97.1%	97.3%
	EXT	96.6%	96.3%	96.6%	96.5%
Dilatação quadrado de tamanho 5x5	SEN	73.0%	66.6%	79.1%	72.3%
	ESP	97.1%	97.1%	96.9%	97.0%
	EXT	96.4%	96.1%	96.4%	96.3%

(b)

		Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Imagem binária original	SEN	60.4%	50.5%	57.8%	55.9%
	ESP	99.5%	99.4%	99.1%	99.4%
	EXT	98.4%	97.8%	98.2%	98.1%
Dilatação círculo de raio 2	SEN	81.3%	71.1%	82.5%	77.7%
	ESP	98.4%	98.3%	98.0%	98.2%
	EXT	97.9%	97.4%	97.6%	97.7%
Dilatação quadrado de tamanho 5x5	SEN	82.1%	72.1%	83.6%	78.7%
	ESP	98.2%	98.2%	97.8%	98.1%
	EXT	97.7%	97.3%	97.5%	97.5%

As medidas de sensibilidade, especificidade e exatidão foram calculadas para o resultado da segmentação original, e para os resultados da aplicação, à imagem original resultante da segmentação, de uma operação morfológica com os elementos estruturantes circular de raio 2 e quadrado de tamanho 5x5. Estes elementos estruturantes foram escolhidos por forma a permitir incluir nos objectos resultantes do processo de segmentação os *pixels* escuros que, por vezes, rodeiam as regiões de reflexão de luz, mas sem alterar significativamente a área destes. Como no geral, os melhores resultados verificados correspondem à operação morfológica com um elemento estruturante quadrado, apenas estes serão discutidos.

No caso da segmentação realizada sobre a imagem sem aumento de contraste, os resultados obtidos na comparação da segmentação automática das regiões de reflexão de luz

Tabela 5.6: Comparação entre as anotações automáticas e as anotações manuais para o processo de segmentação das regiões de reflexão de luz, com melhoramento de contraste: a) Espaço de cor HSI; b) Espaço de cor YCbCr.

(a)

		Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Imagem binária original	SEN	57.5%	48.8%	56.1%	53.8%
	ESP	99.4%	99.3%	99.1%	99.3%
	EXT	98.2%	97.7%	98.0%	98.0%
Dilatação círculo de raio 2	SEN	71.6%	64.6%	77.6%	70.6%
	ESP	97.6%	97.7%	97.4%	97.6%
	EXT	96.9%	96.6%	97.0%	96.8%
Dilatação quadrado de tamanho 5x5	SEN	71.9%	65.2%	78.4%	71.2%
	ESP	97.4%	97.4%	97.2%	97.4%
	EXT	96.7%	96.4%	96.8%	96.6%

(b)

		Anotador 1	Anotador 2	Anotador 3	TOTAL
Imagem binária original	SEN	59.6%	49.6%	61.9%	56.4%
	ESP	99.5%	99.4%	99.3%	99.4%
	EXT	98.4%	97.8%	98.4%	98.2%
Dilatação círculo de raio 2	SEN	76.9%	66.9%	84.2%	75.1%
	ESP	98.3%	98.3%	98.1%	98.3%
	EXT	97.7%	97.3%	97.8%	97.6%
Dilatação quadrado de tamanho 5x5	SEN	77.6%	67.6%	85.1%	75.9%
	ESP	98.2%	98.1%	98.0%	98.1%
	EXT	97.6%	97.1%	97.7%	97.4%

com as anotações manuais estão representados na Tabela 5.5. O algoritmo de segmentação, no espaço de cor HSI (Tabela 5.5 - parte (a)), apresenta uma sensibilidade média de 55.1%, uma especificidade média de 99.1% e uma exatidão média de 97.9%. Realizando uma operação morfológica de dilatação nas imagens binárias da segmentação com um elemento estruturante quadrado de tamanho 5x5, os resultados obtidos apresentam uma sensibilidade média de 72.3%, uma especificidade média de 97% e uma exatidão média de 96.3%.

O algoritmo de segmentação, no espaço de cor YCbCr (Tabela 5.5 - parte (b)), apresenta uma sensibilidade média de 55.9%, uma especificidade média de 99.4% e uma exatidão média de 98.1%. Realizando uma operação morfológica de dilatação nas imagens binárias da segmentação com um elemento estruturante quadrado de tamanho 5x5,

os resultados obtidos apresentam uma sensibilidade média de 78.7%, uma especificidade média de 98.1% e uma exatidão média de 97.5%.

No caso da segmentação realizada sobre a imagem com aumento de contraste, os resultados obtidos na comparação da segmentação automática das regiões de reflexão de luz com as anotações manuais estão representados na Tabela 5.6. O algoritmo de segmentação, no espaço de cor HSI (Tabela 5.6 - parte (a)), apresenta uma sensibilidade média de 53.8%, uma especificidade média de 99.3% e uma exatidão média de 98%. Realizando uma operação morfológica de dilatação nas imagens binárias da segmentação com um elemento estruturante quadrado de tamanho 5x5, os resultados obtidos apresentam uma sensibilidade média de 71.2%, uma especificidade média de 97.4% e uma exatidão média de 96.6%.

O algoritmo de segmentação, no espaço de cor YCbCr (Tabela 5.6 - parte (b)), apresenta uma sensibilidade média de 56.4%, uma especificidade média de 99.4% e uma exatidão média de 98.2%. Realizando uma operação morfológica de dilatação nas imagens binárias da segmentação com um elemento estruturante quadrado de tamanho 5x5, os resultados obtidos apresentam uma sensibilidade média de 75.9%, uma especificidade média de 98.1% e uma exatidão média de 97.4%.

Algumas conclusões podem ser retiradas dos valores obtidos e apresentados anteriormente. A metodologia de detecção e segmentação desenvolvida utilizando o espaço de cor YCbCr apresenta melhores resultados comparativamente com a utilização do espaço de cor HSI, embora as diferenças são pequenas e podem dever-se a erros e subjectividade nas anotações manuais. Quando aplicada a operação morfológica de dilatação com um elemento estruturante quadrado de tamanho 5x5, a metodologia desenvolvida de detecção e segmentação das regiões de reflexão de luz apresenta resultados que superam os resultados relativos à concordância entre as anotações manuais. E por fim, o método de melhoramento de contraste não parece introduzir melhorias nos resultados finais da segmentação das regiões de reflexão de luz. Uma razão para isto acontecer pode ser o facto de que uma segmentação definida com maior precisão pode ser menos concordante com as anotações manuais. Como já foi referido, a definição manual precisa das áreas correspondentes às regiões de reflexão de luz é difícil, uma vez que as fronteiras entre estas regiões de reflexão de luz e o resto da imagem estão, muitas vezes, fracamente definidas.

5.6 Reconstrução de imagem

Para avaliar os resultados relativos à reconstrução das regiões de reflexão de luz foram calculadas duas medidas, o RMSE e o PSNR. Na Tabela 5.7 pode-se observar os valores

Tabela 5.7: Avaliação do algoritmo de reconstrução em regiões de reflexão de luz sintetizadas artificialmente. a) Regiões circulares de raio 5. b) Regiões circulares de raio 15.

		(a)			
		Círculo de raio 5 sem anel	Círculo de raio 5 com anel	Filtro de média 50x50	Filtro de média 70x70
Sem reconstrução	RMSE	0.495	0.516	0.047	0.051
	PSNR	6.100	5.742	26.598	25.784
Com reconstrução	RMSE	0.049	0.049	-	-
	PSNR	26.246	26.246	-	-

		(b)			
		Círculo de raio 15 sem anel	Círculo de raio 15 com anel	Filtro de média 70x70	Filtro de média 90x90
Sem reconstrução	RMSE	0.490	0.515	0.053	0.060
	PSNR	6.203	5.763	25.518	24.508
Com reconstrução	RMSE	0.057	0.057	-	-
	PSNR	24.926	24.926	-	-

obtidos para cada uma destas medidas para as diferentes imagens criadas artificialmente. Para além disso, estas medidas foram também calculadas, em cada região considerada, para a imagem original respectiva filtrada por filtros de média quadrados de tamanhos 50, 70 e 90. Estes filtros foram escolhidos depois de se experimentar filtros de média de outros tamanhos, sendo que estes produziam resultados entre os valores de RMSE e PSNR obtidos para as imagens resultantes do processo de reconstrução. O objectivo foi comparar os resultados obtidos para as imagens reconstruídas com os resultados obtidos para as imagens filtradas. Os resultados obtidos para as duas variações, com regiões de reflexão de luz criadas artificialmente, com o mesmo tamanho são iguais e por isso os dois casos serão discutidos em conjunto. Esta duplicação de resultados já era esperada, uma vez que o algoritmo de reconstrução desenvolvido não tem em consideração os *pixels* que pertencem ao objecto.

Como se pode observar na Tabela 5.7 - parte (a), os resultados obtidos para as imagens com regiões de reflexão de luz de raio 5 são de 0.049 de RMSE e 26.246 de PSNR. Estes valores encontram-se entre os valores registados para a imagem filtrada com um filtro de média de tamanho 50 e os valores registados para a imagem filtrada com um filtro de média de tamanho 70.

Na Tabela 5.7 - parte (b), pode-se observar que os resultados obtidos para as imagens com regiões de reflexão de luz de raio 15 são de 0.057 de RMSE e 24.926 de PSNR. Estes valores encontram-se entre os valores registados para a imagem filtrada com um filtro de

Tabela 5.8: Tempos de execução médios dos algoritmos para cada método desenvolvido (segundos/frame).

	Definir região de interesse	Converter espaço de cor	Deteção	Melhorar contraste	Segmentação	Converter espaço de cor	Reconstrução	TOTAL
HSI	0.067	0.199	0.044	0.022	0.075	0.202	2.182	2.790
YCbCR	0.064	0.058	0.013	0.022	1.275	0.057	0.934	2.423

média de tamanho 70 e os valores registados para a imagem filtrada com um filtro de média de tamanho 90.

Outro dado comparativo para avaliação destes resultados são os valores típicos de PSNR registados para a compressão de imagens digitais. Estes valores situam-se entre os 30 e os 50 dB (Welstead, 1999; Barni, 2006).

Como se pode verificar, por qualquer dos dados comparativos, os valores das medidas de avaliação do algoritmo de reconstrução das regiões de reflexão de luz, indicam que a metodologia desenvolvida não gera resultados suficientemente satisfatórios.

5.7 Eficiência computacional dos algoritmos desenvolvidos

Para avaliar a eficiência computacional dos algoritmos desenvolvidos foram contados os tempos de processamento médios por *frame* e por sequência de imagem, para o total dos 18 segmentos de vídeo utilizados neste trabalho. Na Tabela 5.8 pode-se observar os resultados obtidos. O tempo de execução total relativo à primeira metodologia (espaço de cor HSI) é de aproximadamente 2.8 segundos por *frame*. Relativamente à segunda metodologia desenvolvida, o tempo total médio de execução é de aproximadamente 2.4 segundos por *frame*. Outro dado interessante é que na primeira metodologia os processos mais dispendiosos em termos de tempo de execução são os processos relativos à conversão do espaço de cor e à reconstrução de imagem. Na segunda metodologia, os processos mais dispendiosos são os relativos à segmentação e à reconstrução de imagem.

Os testes foram realizados num computador equipado com um processador *Intel Core 2 Duo* com 3.06 GHz e memória RAM de 4 GB (1067 MHz DDR3). O sistema operativo utilizado foi o *Mac OS X*, versão 10.6.8. A versão do MATLAB utilizada foi a R2011a.

5.8 Conclusões

Ao longo deste capítulo foi feita uma avaliação da performance dos algoritmos desenvolvidos neste trabalho. As anotações manuais também foram comparadas para avaliar a concordância entre diferentes anotadores, e para comparar os valores obtidos entre as anotações manuais e os valores obtidos para os métodos automáticos.

No que diz respeito ao algoritmo de definição automática da região de interesse, os resultados obtidos apresentam valores de sensibilidade, especificidade e exatidão próximos dos 100%. Estes resultados indicam que o algoritmo desenvolvido é bastante robusto e preciso na definição da região de interesse.

Os resultados finais de todo o processo que resulta na segmentação das regiões de reflexão de luz são mais elevados dos que os registados para a comparação entre as anotações manuais. Foi obtida uma sensibilidade máxima de 78.7%, acompanhada de uma especificidade de 98.1% e uma exatidão de 97.5%.

Em relação ao processo de reconstrução das regiões de reflexão de luz obteve-se um PSNR de 26.246 dB para a reconstrução de regiões com 5 *pixels* de raio e 24.926 dB para a reconstrução de regiões com 15 *pixels* de raio. Os resultados obtidos são inferiores os valores típicos registados para a compressão de imagens digitais, o que indica que o método desenvolvido não gera resultados suficientemente satisfatórios.

No geral, pode-se concluir que embora os resultados da reconstrução de imagem não sejam os mais satisfatórios, os resultados obtidos para os restantes métodos desenvolvidos são bastante prometedores, o que valida os métodos desenvolvidos como uma solução para a deteção e segmentação das regiões de reflexão de luz e para a definição da região de interesse em imagens de endoscopia.

Capítulo 6

Conclusões Finais e Trabalho Futuro

6.1 Conclusões Finais

A detecção e caracterização de focos de criptas aberrantes em imagens de endoscopia, com recurso a técnicas de processamento e análise de imagem, é uma tarefa complexa e que, naturalmente, envolve várias etapas de desenvolvimento. Durante a realização deste trabalho foi identificado um problema, relativo ao pré-processamento de imagens de endoscopia, sobre o qual se centrou a procura e desenvolvimento de soluções.

As regiões de reflexão de luz em imagens de endoscopia podem contribuir para oclusão de estruturas de interesse médico. Sendo, os focos de criptas aberrantes, estruturas de difícil percepção em imagens de endoscopia, torna-se evidente que a presença de estruturas sem interesse clínico, como as regiões de reflexão de luz, nas imagens de endoscopia pode dificultar a tarefa de detecção e caracterização dos focos de criptas aberrantes. Por isto, a detecção e correcta segmentação destas regiões foram identificados como os primeiros passos no sentido de promover uma correcta detecção e caracterização dos focos de criptas aberrantes em imagens de endoscopia, utilizando métodos automáticos de processamento e análise de imagem.

Durante este trabalho foram identificados três objectivos principais: A definição automática das regiões de interesse em imagens de endoscopia; a detecção e segmentação das regiões de reflexão de luz; e a reconstrução da imagem nas regiões de reflexão de luz. Para cada um destes objectivos foram desenvolvidas metodologias para solucionar os problemas identificados.

No que diz respeito ao algoritmo de definição automática da região de interesse, os

resultados obtidos apresentam valores de sensibilidade, especificidade e exatidão próximos dos 100%. Os resultados finais de todo o processo que resulta na segmentação das regiões de reflexão de luz apresentam uma sensibilidade máxima de 78.7%, acompanhada de uma especificidade de 98.1% e uma exatidão de 97.5%. Em relação ao processo de reconstrução das regiões de reflexão de luz obteve-se um valor médio de PSNR de aproximadamente 25 dB.

No geral, pode-se concluir que embora os resultados da reconstrução de imagem não sejam os mais satisfatórios, os resultados obtidos para os restantes métodos desenvolvidos são bastante prometedores, o que valida os métodos desenvolvidos como uma solução para a deteção e segmentação das regiões de reflexão de luz e para a definição da região de interesse em imagens de endoscopia.

6.2 Trabalho Futuro

Tendo em consideração o tema desta Dissertação, "Deteção e Caracterização de Focos de Criptas Aberrantes em Imagens Endoscópicas", é óbvio que existe ainda um longo percurso a percorrer na procura de soluções para o problema proposto. Contudo, e uma vez que este trabalho se centrou essencialmente na fase de pré-processamento das imagens de endoscopia, as propostas que vão ser identificadas para a realização de trabalho futuro centram-se, também, na fase mais precoce do processo de deteção e caracterização de focos de criptas aberrantes. Assim, as propostas identificadas para trabalho futuro podem ser resumidas da seguinte forma:

- Realizar uma análise qualitativa dos métodos desenvolvidos. Devido ao facto das anotações manuais não apresentarem uma elevada concordância, uma avaliação qualitativa por parte de especialistas da área de endoscopia pode trazer maior grau de validade aos resultados obtidos.
- Realizar anotações manuais com imagens com o contraste melhorado para avaliar os benefícios do melhoramento de contraste na percepção de pontos de reflexão de luz por parte do anotador.
- Desenvolver novas metodologias para a reconstrução das imagens de endoscopia nas regiões de reflexão de luz. Algumas das soluções que podem ser exploradas para a resolução deste problema são a aplicação de métodos de desconvolução e métodos de reconstrução baseados em textura.
- Aplicar os métodos desenvolvidos e obter resultados para imagens de endoscopia com maior resolução. A qualidade das imagens utilizadas ao longo deste trabalho

pode não ser a mais indicada para proceder à deteção e caracterização automática de focos de criptas aberrantes. Por isso, é necessário avaliar os métodos desenvolvidos em imagens com maior resolução, como, por exemplo, imagens de alta-definição.

- Por fim, é importante a criação de uma base de dados com a anotação em sequências de imagens das regiões onde são identificados focos de criptas aberrantes. Estas anotações são essenciais para que se possam validar os resultados obtidos no desenvolvimento de processos automáticos de deteção e caracterização de focos de criptas aberrantes.

Bibliografía

- Alberici, P. (2007). *The Adenoma-Carcinoma Sequence in Colorectal Cancer: scratching the surface*. PhD thesis, Erasmus Universiteit Rotterdam, Rotterdam.
- Barni, M. (2006). *Document and Image Compression*. Taylor & Francis.
- Bernal, J., Sánchez, J., and Vilariño, F. (2011). A region segmentation method for colonoscopy images using a model of polyp appearance. In Vitrià, J., Sanches, J., and Hernández, M., editors, *Pattern Recognition and Image Analysis*, volume 6669 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 134–142. Springer Berlin / Heidelberg.
- Bernal, J., Sánchez, J., and Vilariño, F. (2012). Integration of valley orientation distribution for polyp region identification in colonoscopy. In Hutchison, D., Kanade, T., Kittler, J., Kleinberg, J. M., Mattern, F., Mitchell, J. C., Naor, M., Nierstrasz, O., Pandu Rangan, C., Steffen, B., Sudan, M., Terzopoulos, D., Tygar, D., Vardi, M. Y., Weikum, G., Yoshida, H., Sakas, G., and Linguraru, M. G., editors, *Abdominal Imaging. Computational and Clinical Applications*, volume 7029, pages 76–83. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- Chang, R.-C. and Tseng, F.-C. (2011). Automatic detection and correction for glossy reflections in digital photograph. *Journal of Multimedia*, 6(2).
- Das, A., Kar, A., and Bhattacharyya, D. (2011). Elimination of specular reflection and identification of ROI: the first step in automated detection of cervical cancer using digital colposcopy. In *Imaging Systems and Techniques (IST), 2011 IEEE International Conference on*, pages 237–241.
- DAVE Project (2003). Gastroenterology. [Online] [Accessed: Jul-2012]. Available from: <http://daveproject.org/>.
- del Nozal, J., Pujadas, J., and Freire, F. (2010). Reduction of pattern search area in colonoscopy images by merging Non-Informative regions. *Proceedings of the XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomedica, Madrid*.

- Denis, B., Sauleau, E. A., Gendre, I., Piette, C., Bretagne, J. F., and Perrin, P. (2011). Measurement of adenoma detection and discrimination during colonoscopy in routine practice: an exploratory study. *Gastrointestinal endoscopy*, 74(6):1325–1336. PMID: 21958899.
- Faiz, O., Blackburn, S., and Moffat, D. (2011). *Anatomy at a Glance*. John Wiley and Sons.
- Figueiredo, I., Figueiredo, P., Stadler, G., Ghattas, O., and Araujo, A. (2010a). Variational image segmentation for endoscopic human colonic aberrant crypt foci. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(4):998–1011.
- Figueiredo, I., Moreno, J., Prasath, S., and Figueiredo, P. (2011a). A segmentation model using image gradient information and applications to endoscopic images. *Preprint, University of Coimbra*, page 10–30. Available from: <http://www.mat.uc.pt/preprints/ps/p1030.pdf>.
- Figueiredo, I., Prasath, S., Tsai, Y., and Figueiredo, P. (2010b). Automatic detection and segmentation of colonic polyps in wireless capsule images. *Preprint, University of Coimbra*, page 10–37. Available from: <ftp://ftp.math.ucla.edu/pub/camreport/cam10-65.pdf>.
- Figueiredo, P. N., Figueiredo, I. N., Prasath, S., and Tsai, R. (2011b). Automatic polyp detection in pillcam colon 2 capsule images and videos: Preliminary feasibility report. *Diagnostic and Therapeutic Endoscopy*, 2011:1–7.
- Fisher, R., Perkins, S., Walker, A., and Wolfart, E. (2003). Adaptive thresholding. [Online] [Accessed: 11-Jul-2012]. Available from: <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/adpthrsh.htm>.
- Ford, A. and Roberts, A. (1998). Colour space conversions. *Westminster University, London*.
- Gonzalez, R. C. (2004). *Digital Image Processing Using Matlab*. Prentice-Hall Europe.
- González, R. C. and Woods, R. E. (2002). *Digital image processing*. Prentice Hall.
- Hwang, S. and Celebi, M. E. (2010). Polyp detection in wireless capsule endoscopy videos based on image segmentation and geometric feature. pages 678–681. IEEE.
- Hwang, S., Oh, J., Tavanapong, W., Wong, J., and de Groen, P. (2007). Polyp detection in colonoscopy video using elliptical shape feature. In *Image Processing, 2007. ICIP 2007. IEEE International Conference on*, volume 2, page II–465.

- Häfner, M., Liedlgruber, M., Uhl, A., Vécsei, A., and Wrba, F. (2012). Delaunay triangulation-based pit density estimation for the classification of polyps in high-magnification chromo-colonoscopy. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 107(3):565–581.
- Iakovidis, D., Maroulis, D., and Karkanis, S. (2006). An intelligent system for automatic detection of gastrointestinal adenomas in video endoscopy. *Computers in biology and medicine*, 36(10):1084–1103.
- Iakovidis, D., Tsevas, S., and Polydorou, A. (2010). Reduction of capsule endoscopy reading times by unsupervised image mining. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 34(6):471–478.
- Jiang, Y. and Jaffer, N. (2007). A novel segmentation and navigation method for polyps detection using mathematical morphology and active contour models. In *Cognitive Informatics, 6th IEEE International Conference on*, page 357–363.
- Junqueira, L. C. U. and Carneiro, J. (2005). *Basic histology : text & atlas*. McGraw-Hill, Medical Pub. Division, New York, 11th edition edition.
- Karkanis, S., Iakovidis, D., Maroulis, D., Karras, D., and Tzivras, M. (2003). Computer-aided tumor detection in endoscopic video using color wavelet features. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 7(3):141–152.
- Leonard, D. F., Dozois, E. J., Smyrk, T. C., Suwanthanma, W., Baron, T. H., Cima, R. R., and Larson, D. W. (2011). Endoscopic and surgical management of serrated colonic polyps. *British Journal of Surgery*, 98(12):1685–1694.
- Leslie, A., Carey, F. A., Pratt, N. R., and Steele, R. J. C. (2002). The colorectal adenoma-carcinoma sequence. *The British Journal of Surgery*, 89(7):845–860.
- Li, B., Meng, M., and Xu, L. (2009). A comparative study of shape features for polyp detection in wireless capsule endoscopy images. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, page 3731–3734.
- Li, B. and Meng, M. Q. (2011). Contourlet-Based features for computerized tumor detection in capsule endoscopy images. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(12):2891–2899.

- Liedlgruber, M. and Uhl, A. (2011). Computer-Aided decision support systems for endoscopy in the gastrointestinal tract: A review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 4:73–88.
- Liu, X., Tavanapong, W., Wong, J., Oh, J., and de Groen, P. (2010). Automated measurement of quality of mucosa inspection for colonoscopy. *Procedia Computer Science*, 1(1):951–960.
- Madhoun, M. and Tierney, W. (2011). The impact of video recording colonoscopy on adenoma detection rates. *Gastrointestinal Endoscopy*.
- Marieb, E. N. and Hoehn, K. (2007). *Human anatomy & physiology*. Pearson Education.
- MD.SAUDE (2010). PÓLIPOS INTESTINAIS | sintomas e tratamento. [Online] [Accessed: 24-Jan-2012]. Available from: <http://www.mdsaude.com/2010/07/polipos-intestinais.html>.
- Murra-Saca, J. (2005). The gastrointestinal video atlas. [Online] [Accessed: Jul-2012]. Available from: <http://gastrointestinalatlas.com/>.
- Otsu, N. (1979). A threshold selection method from Gray-Level histograms. *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on*, 9(1):62–66.
- Park, S. Y., Sargent, D., Spofford, I., Vosburgh, K. G., and A-Rahim, Y. (2012). A colon video analysis framework for polyp detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(5):1408–1418.
- Patil, N. K., Yadahalli, R. M., and Pujari, J. (2011). Comparison between HSV and YCbCr color model Color-Texture based classification of the food grains. *International Journal*, 34(4):51–57.
- Pinto, C. G., Paquete, A. T., and Pissarra, I. (2009). Colorectal cancer in portugal. *The European Journal of Health Economics*, 10(S1):65–73.
- Qi, X., Pan, Y., Hu, Z., Kang, W., Willis, J. E., Olowe, K., Sivak, Michael V, J., and Rollins, A. M. (2008). Automated quantification of colonic crypt morphology using integrated microscopy and optical coherence tomography. *Journal of Biomedical Optics*, 13(5):054055. PMID: 19021435.
- Riaz, F., Areia, M., Silva, F., Dinis-Ribeiro, M., Nunes, P., and Coimbra, M. (2011a). Gabor textons for classification of gastroenterology images. In *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2011 IEEE International Symposium on*, page 117–120.

- Riaz, F., Vilarino, F., Ribeiro, M., and Coimbra, M. (2011b). Identifying potentially cancerous tissues in chromoendoscopy images. *Pattern Recognition and Image Analysis*, page 709–716.
- Roncucci, L., Pedroni, M., Vaccina, F., Benatti, P., De Pol, A., et al. (2000). Aberrant crypt foci in colorectal carcinogenesis. cell and crypt dynamics. *Cell proliferation*, 33(1):1–18.
- Saltz, L. B. (2002). *Colorectal cancer: multimodality management*. Humana Press.
- Schiller, K. F. R. (2002). *Atlas of gastrointestinal endoscopy and related pathology*. Wiley-Blackwell.
- Society, A. C. (2011). Cancer facts & figures 2011. *Atlanta: American Cancer Society*.
- Stehle, T. H. (2006). Specular reflection removal in endoscopic images. In *Proceedings of the 10th International Student Conference on Electrical Engineering*.
- Tjoa, M. P. and Krishnan, S. M. (2003). Feature extraction for the analysis of colon status from the endoscopic images. *BioMedical Engineering OnLine*, 2(1):9.
- van Ravesteijn, V., van Wijk, C., Vos, F., Truyen, R., Peters, J., Stoker, J., and van Vliet, L. (2010). Computer-Aided detection of polyps in CT colonography using logistic regression. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(1):120–131.
- Wallace, M. and Kiesslich, R. (2010). Advances in endoscopic imaging of colorectal neoplasia. *Gastroenterology*, 138(6):2140–2150.
- Wang, P., Krishnan, S., Huang, Y., and Srinivasan, N. (2002). An adaptive segmentation technique for clinical endoscopic image processing. In *[Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society] EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint*, volume 2, page 1084–1085.
- Welstead, S. T. (1999). *Fractal and Wavelet Image Compression Techniques*. SPIE Press.
- Whelan, P. (2006). Computer aided detection of polyps: A medical application of image processing & analysis. In *Irish Signals and Systems Conference, 2006. IET*, page 5–8.
- Wise, E. (2008). *Principles of Anatomy & Physiology*. McGraw-Hill.

- Yao, R., Wu, Y., Yang, W., Lin, X., Chen, S., and Zhang, S. (2010). Specular reflection detection on gastroscopic images. In *Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE), 2010 4th International Conference on*, pages 1–4.
- Zhang, S., Yang, W., Wu, Y., Yao, R., and Cheng, S. (2009). Abnormal region detection in gastroscopic images by combining classifiers on neighboring patches. In *Machine Learning and Cybernetics, 2009 International Conference on*, volume 4, pages 2374–2379.
- Zheng, Y., Yang, X., and Beddoe, G. (2007). Reduction of false positives in polyp detection using weighted support vector machines. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, page 4433–4436.