



Processamento e Análise de Imagens Adquiridas através de Cápsula Endoscópica para o Auxílio ao Diagnóstico Clínico

DANIELA ALEXANDRA DOS SANTOS DIOGO
Agosto de 2015

Processamento e Análise de Imagens Adquiridas através de Cápsula Endoscópica para Auxílio ao Diagnóstico Clínico

Daniela Alexandra dos Santos Diogo

daniela.a.s.diogo@hotmail.com

Tese submetida ao Instituto Superior de Engenharia do Porto
para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

Orientadores

PROF. DOUTOR LUIZ FARIA

Diretor do Departamento de Engenharia Informática - ISEP

MESTRE CARLA SANTOS

Diretora do Departamento RTD - Empresa INOVA+

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Porto, 31 de Julho de 2015

‘Cada sonho que você deixa para trás, é um pedaço do seu futuro que deixa de existir’ - Steve Jobs

Agradecimentos

Este trabalho representa diversas realizações pessoais que, certamente, sem o contributo de algumas pessoas, dificilmente teria conseguido chegar a qualquer resultado digno de menção.

As minhas primeiras palavras de agradecimento têm de ir forçosamente para os meus pais, irmão e namorado. Provavelmente não teria conseguido realizar-me pessoalmente em tantos níveis, sem o amor, carinho, dedicação, confiança e essencialmente apoio que sempre me deram ao longo destes anos.

Um agradecimento especial ao meu orientador, Prof. Dr. Luiz Faria. A minha admiração pela sua serenidade, capacidade de trabalho e pelo seu dom no ensino. O meu muito obrigada por toda a ajuda, atenção, dedicação e apoio com que me brindou nesta etapa tão importante na minha vida.

Agradeço também à Diretora do Departamento RTD da Empresa INOVA+, Mestre Carla Santos, pela orientação, apoio, atenção, compreensão que me foi depositando ao longo destes meses de colaboração com a empresa.

A todos os meus colegas do departamento *Research Technology Development* (RTD) da empresa INOVA+, em especial à Mestre Rita Moreira, pela enorme ajuda para que a minha integração na empresa fosse rápida e agradeço sobretudo, pela sua forma entusiasta e prazenteira com que sempre se disponibilizou em debater assuntos relacionados com este trabalho, transmitindo sempre conhecimento com rigor científico e sugerindo incansavelmente novas ideias ao longo deste trabalho.

Por último, deixo um agradecimento a todos os meus colegas de curso, em especial aqueles que me acompanharam durante estes 5 anos de formação académica, pelos momentos e vivências que direta ou indiretamente me ajudaram a cumprir os meus objetivos e a concluir mais uma etapa da minha vida.

Resumo

O carcinoma foi a principal causa de morte para cerca de 8,2 milhões de habitantes no ano de 2012 a nível mundial. Deste valor, estima-se que o carcinoma colorretal foi responsável por 694.000 mortes nesse mesmo ano. O tratamento eficaz deste carcinoma carece de uma deteção precoce de determinadas patologias associadas, nomeadamente, à presença de hemorragia ou pólipos na mucosa intestinal. Essa deteção precoce passa pela realização frequente de determinados exames clínicos invasivos, como a endoscopia e a colonoscopia, que poderão ser demasiado invasivos para o Homem para serem realizados regularmente. Assim surgiu a cápsula endoscópica (CE) como método de diagnóstico pouco invasivo, confiável, seguro e com a funcionalidade de permitir a visualização de todo o trato gastrointestinal (TGI), uma vez que, com os métodos tradicionais de diagnóstico (endoscopia e colonoscopia) isso não acontece.

Técnicas computacionais de processamento e análise de imagem automáticas, tais como filtros de suavização, remoção de ruído, deteção de contorno ou segmentação de zonas de interesse, podem ser utilizadas para facilitar a deteção destas patologias e homogeneizar a resposta entre diferentes clínicos, uma vez que, por cada exame de endoscopia por cápsula são recolhidas cerca de 57 600 imagens. As imagens recolhidas a partir da CE passam por uma série de passos de processamento de imagem a fim de clarificar a existência ou ausência de patologias no interior do TGI. Essa classificação pretende simplificar e auxiliar o clínico no diagnóstico precoce relativamente às patologias em causa, assim como reduzir o seu cansaço, aumentar a sua *performance* e aumentar a sua eficiência na análise de dados.

Neste contexto e em parceria com a empresa INOVA+, esta tese está integrada no projeto *PhotonicPill* cofinanciado pelo QREN (Quadro de Referência Estratégico Nacional). Este projeto visa desenvolver um conjunto de módulos baseados em

fotónica para incorporar numa CE, a fim de possibilitar um diagnóstico mais preciso e atempado de diversas patologias, nomeadamente a presença de pólipos e hemorragias, assim como a possibilidade de terapêutica em locais do trato gastrointestinal de difícil acesso, como é o caso do intestino delgado. Um dos módulos baseados em fotónica assenta na tecnologia *narrow band imaging* (NBI).

A contribuição desta tese no projeto prendeu-se no desenvolvimento de 3 métodos de deteção automática. O primeiro direcionado para a deteção de hemorragia, baseou-se na identificação dos valores mínimos e máximos dos canais de R,G,B para criar um valor de *threshold* duplo. De seguida, complementa-se o método através de operações morfológicas e operações locais. O segundo método de deteção automática é direcionado para a deteção de pólipo e baseou-se na aplicação da transformada de *watershed* juntamente com o cálculo de medidas associadas à forma típica de um pólipo. Por último, desenvolveu-se um método de deteção de vascularização na mucosa intestinal recorrendo essencialmente à deteção de valores máximos para cada canal do modelo RGB, definindo um valor de *threshold* máximo para cada um dos três canais. Uma vez testados os algoritmos e obtendo uma percentagem de especificidade e sensibilidade média superior a 70% em todos os métodos, desenvolveu-se um protótipo de uma interface gráfica para este sistema de apoio à decisão clínica que engloba os três parâmetros em análise: deteção de hemorragia, deteção de pólipo e deteção de vascularização. Esta interface fará toda a gestão do processo, ou seja, fará de forma automática a deteção e classificação das patologias a detetar, lançando uma mensagem de alerta ao clínico a informar se o paciente é ou não portador de alguma das anomalias em análise.

Palavras Chave: Carcinoma Colorretal, Cápsula Endoscópica, Diagnóstico Precoce, Deteção Automática, Hemorragia, Pólipo, *Narrow Band Imaging*.

Abstract

Cancer is the leading cause of death worldwide and it caused the lost of 8.2 million lives in 2012. From this amount, it is estimated that colorectal cancer was responsible for 694,000 deaths in that year. Effective treatment of this cancer lacks the early detection of certain related diseases, associated, namely the presence of bleeding or polyps in the intestinal mucosa. This early detection involves the frequent realization of certain clinical tests, such as endoscopy and colonoscopy, which can be too invasive to perform regularly. Therefore, the endoscopy capsule (EC) arose from the need of a less invasive diagnostic method, which is more reliable, secure and allows the visualization of all gastrointestinal tract (GIT), as opposed to traditional diagnostic methods (endoscopy and colonoscopy).

Computational techniques of automatic image processing and analysis, such as the use of smoothing filters, noise removing, edge detection or segmentation of areas of interest, can be used to facilitate the detection of these conditions and homogenize response between medical professionals, since each EC examination acquires about 57 600 frames of all the GIT. The images collected from this capsule undergo a series of image processing steps in order to clarify the existence or absence of disorders within the GIT. This classification intends to simplify and help in the early diagnosis of these diseases, as well as reduce physicians' fatigue, and increase their performance and efficiency in data analysis.

In this context, and in partnership with INOVA+, this thesis is integrated in the PhotonicPill project co-financed by QREN. This project aims to develop a set of modules based on photonic to incorporate an endoscopic capsule, in order to enable a more accurate and timely diagnosis of various pathologies, such as the presence of polyps and bleeding, as well as the possibility of local treatment in the GIT of difficult access, such as the small intestine. One of the modules incorporated in the

PhotonicPill capsule is the narrow band imaging (NBI) technology.

This thesis contributes to the project by the development of three automatic detection methods. The first, aimed for bleeding detection, was based on the identification of minimum and maximum values of each RGB channels to create a double threshold value. Then, the method is complemented by morphological operations and local operations. The second method intends to provide an automatic detection of polyps and is based on the watershed transform algorithm for segmentation, along with the calculation of measures associated with the typical form of a polyp for classification. Finally, a method for automatic detection of vascularization in the intestinal mucosa was also developed using essentially the identification of maximum values for each RGB channel, resorting to a maximum threshold value. All algorithms were tested and a percentage of average specificity and sensitivity greater than 70% was obtained. Furthermore, a prototype of a graphical user interface for clinical decision support was developed, which encompasses the three parameters under consideration: bleeding, polyps and vascularization detection. This interface will make all the management process, it will automatically detect and classify these conditions by providing a clinical alert message stating whether the patient is or not carrying any of the anomalies in question.

Key-words: Colorectal Cancer, Endoscopy Capsule, Early Diagnosis, Automatic Detection, Bleeding, Polyp, Vascularization, NBI technology.

Conteúdo

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
Conteúdo	xi
Lista de Figuras	xiii
Lista de Tabelas	xvii
Abreviações	xix
1. Introdução	1
1.1 Contextualização	1
1.2 Motivação	2
1.3 INOVA+	3
1.4 Objetivos	4
1.5 Contribuições	4
1.6 Organização do Documento	5
2. Sistema Digestivo	7
2.1 Anatomia e Fisiologia do Sistema Digestivo	7
2.1.1 Constituição - Aspectos Funcionais	10
2.2 Anomalias do TGI	12
2.2.1 Doença Inflamatória Intestinal	13
2.2.2 Carcinoma Colorretal	14
2.3 Conclusão do Capítulo	22
3. Revisão do Estado de Arte	23
3.1 Métodos de Diagnóstico para a Detecção de Anomalias no TGI	23
3.1.1 Cápsula Endoscópica	25

3.1.2	Tecnologia NBI	33
3.2	Processamento Digital de Imagem	36
3.2.1	Passos Fundamentais Utilizados no PDI	37
3.2.2	Investigações Desenvolvidas por Outros Autores	40
3.3	Conclusão do Capítulo	44
4.	Métodos de Detecção	47
4.1	Conjunto de Dados	47
4.2	Métodos	48
4.2.1	Detecção de Hemorragia	48
4.2.2	Método de Detecção de Pólipos	57
4.2.3	Análise de Vascularização em Imagens NBI	67
5.	Resultados e Discussão	71
5.1	Validação dos Resultados	71
5.1.1	Sensibilidade	73
5.1.2	Especificidade	73
5.1.3	Exatidão	73
5.2	Análise dos Resultados	74
5.2.1	Detecção de Hemorragia	74
5.2.2	Detecção de Pólipos	78
5.2.3	Detecção de Vascularização - Aplicação Tecnologia NBI	82
5.3	Protótipo de uma Interface Gráfica	84
6.	Conclusão	91
6.1	Conclusões	91
6.2	Trabalho Futuro	93
	Bibliografia	99
A.	Anexos	101
A.1	Imagens Hemorragia	101
A.2	Imagens Pólipos	103
A.3	Imagens NBI	108

Lista de Figuras

2.1	Representação anatômica do sistema digestivo	8
2.2	Deslocação do bolo alimentar/quimo/quilo ao longo do TGI por movimentos peristálticos	9
2.3	Quatro processos executados pelo aparelho gastrointestinal: movimento, secreção, digestão e absorção	10
2.4	Representação das principais diferenças entre a doença de Crohn e a colite ulcerosa	14
2.5	Esquematização dos tipos de CCR	15
2.6	Taxa de incidência e mortalidade do CCR a nível mundial no género masculino e no género feminino no ano de 2012	16
2.7	Representação da incidência e mortalidade do CCR a nível mundial em ambos os géneros no ano de 2012	17
2.8	Taxa de incidência e mortalidade do CCR no género masculino e no género feminino em Portugal no ano de 2012	18
2.9	Classificação dos pólipos segundo a superfície de fixação	20
2.10	Esquematização dos tipos de pólipos	21
3.1	Constituição da <i>M2A</i>	26
3.2	Algumas cápsulas endoscópicas criadas pela empresa <i>GIVEN Imaging</i>	28
3.3	Apresentação de algumas cápsulas endoscópicas direcionadas para o estudo do intestino delgado	29
3.4	Sistema completo de aquisição de imagem apresentado pela empresa <i>GIVEN Imaging</i>	31
3.5	Diferença entre as imagens provenientes de endoscopia tradicional obtidas através da luz branca e através da tecnologia NBI	33
3.6	Esquema representativo da tecnologia NBI	34
3.7	Passos fundamentais utilizados no PDI	37
3.8	Segmentação baseada em contornos e em regiões	40
3.9	Diferença entre pólipos Adenoma e Hiperplásicos	44
4.1	Representação dos três canais de cor do modelo RGB e respetivos histogramas	49
4.2	Representação dos três modelos de cor, RGB, HSI e HSV	51

4.3	Exemplo de uma PNN	52
4.4	Sequência ilustrativa do método de detecção de hemorragia	53
4.5	Representação do modo de extração dos valores de R,G,B a partir da imagem	54
4.6	Operações Morfológicas básicas	56
4.7	Imagem portadora de hemorragia durante o seu processamento	57
4.8	Sequência ilustrativa do método de detecção de pólipos	58
4.9	Aplicação da máscara de remoção de ruído na imagem original, a fim de isolar a região de interesse	59
4.10	Representação da transformada de <i>watershed</i>	60
4.11	Representação da magnitude do gradiente	61
4.12	Representação da transformada de <i>watershed</i> aplicado à imagem re- sultante da magnitude do gradiente	61
4.13	Representação da aplicação das operações morfológicas e das recons- truções morfológicas	63
4.14	Representação da imagem resultante após a aplicação das operações morfológicas de fecho e erosão	64
4.15	Resultado da aplicação da função ' <i>imimposemin</i> ' do <i>Matçab</i> à imagem resultante do cálculo da magnitude do gradiente	65
4.16	Resultados da aplicação do método <i>watershed</i>	65
4.17	Sequência ilustrativa do método de detecção de vascularização	68
4.18	Aplicação da máscara inicial numa imagem para remoção de ruído e detecção da região de interesse	69
4.19	Processamento aplicado à imagem resultante da aplicação da máscara, em tons de cinzento	70
5.1	Resultados obtidos a partir da aplicação do método baseado na utili- zação de PNN	74
5.2	Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem porta- dora da anomalia	75
5.3	Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem sem anomalia	75
5.4	Processamento de uma imagem portadora de pólipos	79
5.5	Processamento de uma imagem portadora de pólipos	80
5.6	Aplicação da tecnologia NBI a 2 imagens sendo que a imagem 1 é a amplificação da imagem 2	83
5.7	<i>Fig-File</i> do protótipo da interface gráfica construída	85
5.8	<i>Fig-File</i> do protótipo da interface gráfica construída - Aquisição de Imagem	86
5.9	<i>Fig-File</i> do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado à detecção de Hemorragia, resultado final 'Com Hemorragia'	87
5.10	<i>Fig-File</i> do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado à detecção de Hemorragia, resultado final 'Sem Hemorragia'	87
5.11	<i>Fig-File</i> do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado dete- ção de pólipos, resultado final 'Com Pólipo'	88

5.12	<i>Fig-File</i> do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado detecção de pólipos, resultado final ‘Sem Pólipo’	88
5.13	<i>Fig-File</i> do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado detecção de vascularização	89
A.1	Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem portadora da anomalia. Imagem 1	101
A.2	Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem sem anomalia. Imagem 2	101
A.3	Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem portadora da anomalia. Imagem 3	102
A.4	Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem portadora da anomalia. Imagem 4	102
A.5	Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem portadora da anomalia. Imagem 5	102
A.6	Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem sem anomalia. Imagem 6	103
A.7	Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia. Imagem 1	103
A.8	Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia. Imagem 2	104
A.9	Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que não contém a anomalia. Imagem 3	105
A.10	Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia. Imagem 4	106
A.11	Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia. Imagem 5	107
A.12	Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia. Imagem 6	108
A.13	Aplicação do método de detecção de vascularização. Imagem 1.	108
A.14	Aplicação do método de detecção de vascularização. Imagem 2.	109
A.15	Aplicação do método de detecção de vascularização. Imagem 3.	109
A.16	Aplicação do método de detecção de vascularização. Imagem 4.	109
A.17	Aplicação do método de detecção de vascularização. Imagem 5.	110
A.18	Aplicação do método de detecção de vascularização. Imagem 6.	110

Lista de Tabelas

3.1	Especificações técnicas das cápsulas endoscópicas analisadas: <i>PillCam SB</i> , <i>PillCam Colon</i> , <i>PillCam Eso</i> , <i>OMOM Capsule</i> , <i>EndoCapsule</i> e <i>MicroCam</i>	30
3.2	Vantagens e Desvantagens da Endoscopia por Cápsula.	32
4.1	Valores de <i>threshold</i> duplo para cada um dos três canais de cor do modelo RGB.	54
4.2	Gama de valores mínimos e máximos para cada um dos parâmetros utilizados para validar o contorno detetado em pólipos ou não pólipos.	67
5.1	Relação entre os resultados dos testes obtidos com o método em relação aos dados reais.	72
5.2	Matriz de confusão associada ao método de detecção de Hemorragia.	76
5.3	Resultados referentes às medidas estatísticas após aplicação do método de detecção de Hemorragia nas imagens.	77
5.4	Matriz de confusão associada ao método de detecção de Pólipos.	80
5.5	Resultados referentes às medidas estatísticas após aplicação do método de detecção de Pólipos nas imagens.	81
5.6	Resultados referentes à detecção de vascularização - aplicação tecnologia NBI.	84

Abreviações

ABC	Controle de Brilho Automático
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CCD	Dispositivo de Carga Acoplada (<i>Charged Coupled Device</i>)
CCR	Carcinoma Colorretal
CE	Cápsula Endoscópica
CMOS	Semicondutor Metal-Óxido Complementar (<i>Complementary Metal-Oxide-Semiconductor</i>)
DII	Doença Inflamatória Intestinal
EUA	Estados Unidos da América
FAP	Polipose Adenomatosa Familiar
FDA	Administração de Alimentos e Medicamentos (<i>Food and Drug Administration</i>)
GUI	Interface Gráfica de Interação com o Utilizador (<i>Graphical User Interface</i>)
GUIDE	<i>GUI Design Environment</i>
HSI	<i>Hue-Saturation-Intensity</i>
HSV	<i>Hue-Saturation-Value</i>
K-NN	<i>K-Nearest Neighbors</i>
LED	Díodo de Emissão de Luz (<i>Light Emitting Diode</i>)
M2A	<i>Mouth-to-Anus</i>
NA	Não Aplicável
NBI	<i>Narrow Band Imaging</i>
N.G.H.D	Núcleo de Gastrenterologia dos Hospitais Distritais
OMS	Organização Mundial de Saúde
PDI	Processamento Digital de Imagens
PMDA	<i>Japans Pharmaceuticals and Medical Devices Agency</i>
PNN	<i>Probabilistic Neural Networking</i>
RGB	<i>Red-Green-Blue</i>
QREN	Quadro de Referência Estratégico Nacional
RH	Recursos Humanos
RTD	<i>Research Technology Development</i>
SPED	Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva
TGI	Trato Gastrointestinal
TIC	Tecnologias de Informação e Comunicação

Introdução

Este capítulo constitui uma breve nota introdutória ao estudo que é descrito ao longo deste documento. Inicialmente é feita uma breve contextualização do tema, seguido de um pequeno resumo das diversas motivações que levaram à realização deste projeto. Posteriormente, e uma vez que este projeto foi desenvolvido a nível empresarial, far-se-á uma sucinta apresentação da empresa. Seguidamente serão enumerados os objetivos deste projeto assim como as contribuições pessoais para o seu desenvolvimento. Por fim, será apresentada a organização de todo o documento.

1.1 Contextualização

Atualmente as doenças oncológicas são um dos principais problemas de saúde pública a nível mundial, afetando todas as regiões do Mundo e todos os estratos socioeconómicos. O carcinoma surge devido à proliferação anómala de células de tecido ou órgão do corpo que adquirem características morfológicas e funcionais tornando-se numa massa tumoral que cresce progressivamente, invadindo os tecidos adjacentes. Esta proliferação poderá agravar-se levando à morte, caso não seja controlada [1].

Em todo o Mundo, verifica-se que os carcinomas mais preocupantes e com taxa de incidência e mortalidade mais elevada localizam-se no trato gastrointestinal (TGI). Nos Estados Unidos da América (EUA), o carcinoma colorretal (CCR) é responsável pela morte de cerca de um em cada oito pessoas [2]. Em Portugal, segundo dados adquiridos pela Organização Mundial de Saúde (OMS)¹ em 2012, o CCR insere-se no pódio dos carcinomas mais preocupantes, juntamente com o carcinoma do Pulmão, Próstata e Mama, assumindo uma taxa de incidência no género masculino de 14,8% e

¹ <http://globocan.iarc.fr/>

no género feminino de 14,1% e uma taxa bastante elevada de mortalidade no género masculino de 15,7% e no género feminino de 15,9%. Portanto, estima-se que em Portugal, o CCR é a segunda causa de morte por patologia oncológica na população masculina e feminina, tendo esta taxa aumentado nas últimas décadas [3].

Ao contrário do que acontece com outras doenças malignas, é possível evitar o CCR devido ao longo período de tempo que decorre desde o aparecimento de um pólipó até ao surgimento do carcinoma, o que possibilita a deteção e remoção da lesão quando esta ainda está na fase benigna. Os pólipos adenocarcinomas são os principais responsáveis pelas doenças malignas colorretais e representam cerca de 70% de todas as doenças malignas do TGI [1].

A deteção deste tipo de patologias numa fase precoce implica a realização de determinados exames clínicos, nomeadamente exames de endoscopia tradicional. Contudo, devido ao facto de serem demasiado invasivos para o paciente, a endoscopia tradicional não é o método ideal para ser utilizado como método de rastreio. A eficácia da endoscopia tradicional na prevenção do CCR assenta na deteção e remoção dos pólipos adenocarcinomas. No entanto, alguns autores mostraram que a endoscopia apresenta algumas falhas na deteção de determinadas patologias. Segundo *Denis et al.* [4], 17% dos adenomas, com 10 mm ou mais, podem não ser detetados.

Uma vez apresentado o problema, foi necessário recorrer-se a técnicas mais inovadoras, mais eficazes e menos invasivas, como é exemplo a cápsula endoscópica (CE), assumindo portanto uma importância óbvia na evolução da tecnologia. A CE irá percorrer todo o TGI com o intuito de recolher várias imagens por segundo para posterior análise. Esta nova tecnologia, para além da fácil captação de imagens ao longo de todo o sistema, permite uma redução do número de diagnósticos errados. Esta redução poderá relacionar-se com o facto da exaustão do clínico perante a análise das imagens diminuir. Assim, com o avanço tecnológico e a criação de técnicas de auxílio ao diagnóstico, o clínico poderá detetar com maior facilidade, precisão e rapidez as patologias descritas na seção 2.2.

1.2 Motivação

A elaboração desta tese constitui uma mais valia para a sociedade, uma vez que o desenvolvimento de um sistema de apoio à decisão clínica para identificação atempada de possíveis anomalias existentes ao longo do TGI poderá levar à redução do número de incidência e mortalidade na população, não só no CCR, mas também em outro carcinoma ao longo do TGI. No entanto, a escolha do presente tema sobre-

veio também do interesse pessoal pela área que combina a informática com a saúde, nomeadamente com o processamento de imagem médica. Para além deste interesse, também influenciou o facto de ser cada vez mais importante o desenvolvimento de tecnologias direcionadas ao auxílio do diagnóstico precoce de possíveis carcinomas. Aliado a este interesse, é importante alertar os pacientes dos respetivos benefícios e malefícios que uma determinada opção clínica pode implicar na sua vida futura, e qual a melhor tecnologia a optar. A constante necessidade de investir nestas tecnologias, despertou o meu sentido de responsabilidade e organização. É um trabalho assíduo que obriga um estudo intensivo de diversas temáticas, sendo algumas mais complexas que outras, exigindo um contínuo investimento pessoal. É neste âmbito que este projeto de estágio é criado e levado a cabo pela empresa INOVAMAIS - Serviços de Consultadoria em Inovação Tecnológica, SA (INOVA+).

1.3 INOVA+

A empresa portuguesa INOVA+² é especializada na promoção, gestão e execução de projetos de inovação a nível nacional e internacional. Disponibiliza serviços de consultadoria, gestão de projetos e formação para apoiar empresas na gestão das suas políticas de inovação. A INOVA+ assume-se como um parceiro chave para processos de cooperação tecnológica, demonstração de produto, teste e validação de soluções em ambiente relevante e operacional, bem como suporte no desenvolvimento de aplicações à medida. Portanto, o conjunto de serviços que a empresa possui, permite a identificação de soluções inovadoras e orientação estratégica a nível empresarial para que os seus clientes atinjam os seus objetivos.

A missão da INOVA+ passa por contribuir para o crescimento, melhoria e impacto das organizações suas clientes, promovendo a criatividade, métodos, apoio técnico e financeiro necessário à prática da inovação. A INOVA+ tem vindo a expandir-se pelo Mundo, tendo atualmente escritórios na Bélgica, na Alemanha, na Polónia e no Brasil. Relativamente a Portugal, esta empresa reúne cerca de 60 colaboradores, fazendo parte da maior rede privada de inovação europeia. A unidade de *research technology development* (RTD) da INOVA+ fornece serviços de investigação aplicada, desenvolvimento de conceito e produto, gestão de projetos na área das tecnologias de informação e comunicação (TIC) para a saúde, reabilitação, suporte, monitorização, prevenção e diagnóstico, cidades sustentáveis, edifícios inteligentes e

² <http://inovamais.eu/>

segurança de infraestruturas. Esta unidade tem competências específicas nas áreas de análise e processamento de imagem e desenvolvimento de *software*, fusão de dados e redes neuronais para apoio ao diagnóstico.

Neste momento estão a decorrer alguns projetos em destaque relacionados com diversas áreas, tais como ‘Ferramentas de apoio ao diagnóstico baseado na visão’, onde está inserido o projeto *PhotonicPill*³ (CE), ‘Dispositivos e *Apps* direcionados para a saúde’, entre outras áreas. O primeiro projeto mencionado corresponde ao projeto no qual este trabalho está inserido, desempenhando uma parte essencial para a sua conclusão com sucesso. O projeto *PhotonicPill* tem como objetivo investigar e desenvolver um conjunto de módulos baseados em fotónica para incorporação num sistema endoscópico sem fios, baseado em CE, que possibilitem um diagnóstico mais preciso e atempado de diversas patologias e também intervenção terapêutica em locais do TGI de difícil acesso, como é o caso do intestino delgado.

1.4 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho de investigação consiste essencialmente no desenvolvimento de um sistema de apoio à decisão clínica para a identificação atempada de possíveis anomalias existentes ao longo do TGI. Este sistema, para além de permitir ao clínico uma observação mais aprofundada e precisa de algumas zonas de difícil acesso, reduzirá a fadiga e o cansaço do clínico na análise exaustiva de todas as imagens captadas e conseqüentemente a taxa de erro na identificação de problemas.

Para alcançar este objetivo irão ser estudados vários métodos de análise e processamento de imagem. O ambiente de desenvolvimento deste projeto será o *Matlab R2014*®.

1.5 Contribuições

As principais contribuições para o desenvolvimento do sistema de apoio à decisão clínica presente neste projeto, podem ser sumarizadas da seguinte forma:

- Estudo e compreensão da anatomia, fisiologia e histologia do sistema digestivo;
- Compreensão de determinadas anomalias existentes neste sistema, nomeadamente a presença de hemorragia e de pólipos;

³ <http://photonicpill.eu/?lang=Pt>

- Compreensão da importância da tecnologia *narrow band imaging* (NBI) na detecção de anomalias presentes na mucosa intestinal;
- Recolha e análise de outros métodos de diagnóstico existentes a fim de antecipar a detecção de qualquer anomalia;
- Criação de um algoritmo que permita a detecção automática de hemorragias através de imagens provenientes da endoscopia por cápsula;
- Criação de um algoritmo que permita a detecção e segmentação automática de pólipos através de imagens provenientes da endoscopia por cápsula;
- Criação de um algoritmo que permita salientar a vascularização da mucosa intestinal recorrendo à tecnologia NBI.
- Criação de um *software* de auxílio ao diagnóstico clínico que possibilite a detecção atempada da presença de hemorragia e pólipo, assim como a vascularização da mucosa intestinal.

Para além das colaborações anteriormente referidas, pretende-se contribuir para a comunidade científica fazendo uma apresentação oral intitulada de *'Automated Detection of Gastrointestinal Disorders in Capsule Endoscopy Images for Clinical Diagnosis Support'* na conferência *'IPEM Medical Physics and Engineering Conference'* a realizar em Setembro.

1.6 Organização do Documento

A estrutura do presente documento foi definida de forma a que o leitor se enquadre sem problema nos diversos conceitos desta área de trabalho, entenda facilmente a natureza do tema abordado e compreenda todas as etapas desenvolvidas ao longo deste projeto. Esta área de desenvolvimento tecnológico permite o diagnóstico precoce, contribuindo para a medicina preventiva, permitindo assim reduzir a perda de vidas humanas.

No Capítulo 2 - Sistema Digestivo - Far-se-á uma contextualização teórica do sistema digestivo, abordando temas como as anomalias mais importantes para o estudo, fazendo referência às causas/sintomas de cada uma, assim como a taxa de incidência/mortalidade de um dos carcinomas mais preocupantes e diagnosticados neste sistema, o CCR.

No Capítulo 3 - Estado de Arte - Numa primeira fase, apresentar-se-á uma descrição histórica dos métodos de diagnóstico utilizados até à atualidade, dando maior ênfase à endoscopia por cápsula. De seguida far-se-á um enquadramento necessário para a compreensão da temática associada à análise de imagem. Posteriormente, far-se-á uma esquematização de todo o procedimento para obtenção dos algoritmos pretendidos.

No Capítulo 4 - Métodos - Neste capítulo far-se-á uma breve referência das bases de dados disponíveis *online* que possibilitaram a aquisição dos dados para desenvolver este projeto. Posteriormente serão apresentados os procedimentos e as metodologias utilizadas desde o início da construção dos três algoritmos até ao seu término.

No Capítulo 5 - Resultados e Discussão - Numa fase inicial serão estipulados os parâmetros importantes a analisar nos resultados obtidos através da aplicação prática dos algoritmos descritos no capítulo 4, assim como o tratamento dos dados obtidos. Ainda neste capítulo será apresentado um protótipo da interface gráfica que fará a junção dos três algoritmos a fim de facilitar a utilização deste sistema de auxílio ao diagnóstico por parte do clínico.

No Capítulo 6 - Conclusões - Será feita uma análise de todo o trabalho desenvolvido, sendo também apresentado algumas sugestões para trabalhos futuros que poderão ser desenvolvidos de forma a melhorar e desenvolver o desígnio deste projeto.

Sistema Digestivo

Neste capítulo, numa primeira fase, apresentar-se-á uma breve descrição anatômica do sistema digestivo. De seguida, analisar-se-á as características das principais anomalias associadas a este sistema com o intuito de destacar as características essenciais a ter em conta aquando da construção dos algoritmos. Uma vez que, um dos carcinomas mais mortíferos mundialmente encontra-se neste sistema, abordar-se-á também a incidência e obviamente a taxa de mortalidade do CCR.

2.1 Anatomia e Fisiologia do Sistema Digestivo

O sistema digestivo compreende todos os órgãos relacionados com a ingestão, mastigação, deglutição, digestão dos alimentos, absorção dos nutrientes e eliminação de alimentos não absorvíveis. Anatomicamente, o sistema digestivo é descrito como um longo tubo que se inicia na cavidade oral e termina no canal anal, sendo convencionalmente dividido com base nas suas características anatômicas, histológicas e fisiológicas em: cavidade oral, faringe, esófago, estômago, intestino delgado com três porções designadas por duodeno, jejuno e íleo e intestino grosso com vários segmentos nomeadamente o cego, cólon ascendente, cólon transverso, cólon descendente, cólon sigmoide, reto e canal anal, como se pode observar na Fig. 2.1. Ao longo do tubo digestivo observa-se a presença de algumas estruturas anexas tais como os dentes, a língua, a boca, as glândulas salivares, o fígado e o pâncreas.

Histologicamente, a parede do tubo digestivo apresenta várias camadas, nomeadamente a mucosa (camada mais interna), cujo epitélio reveste o lúmen, a espessa camada muscular (camada periférica da parede) e a camada submucosa (tecido conjuntivo laxo) que separa a camada mucosa da camada muscular [5, 6].

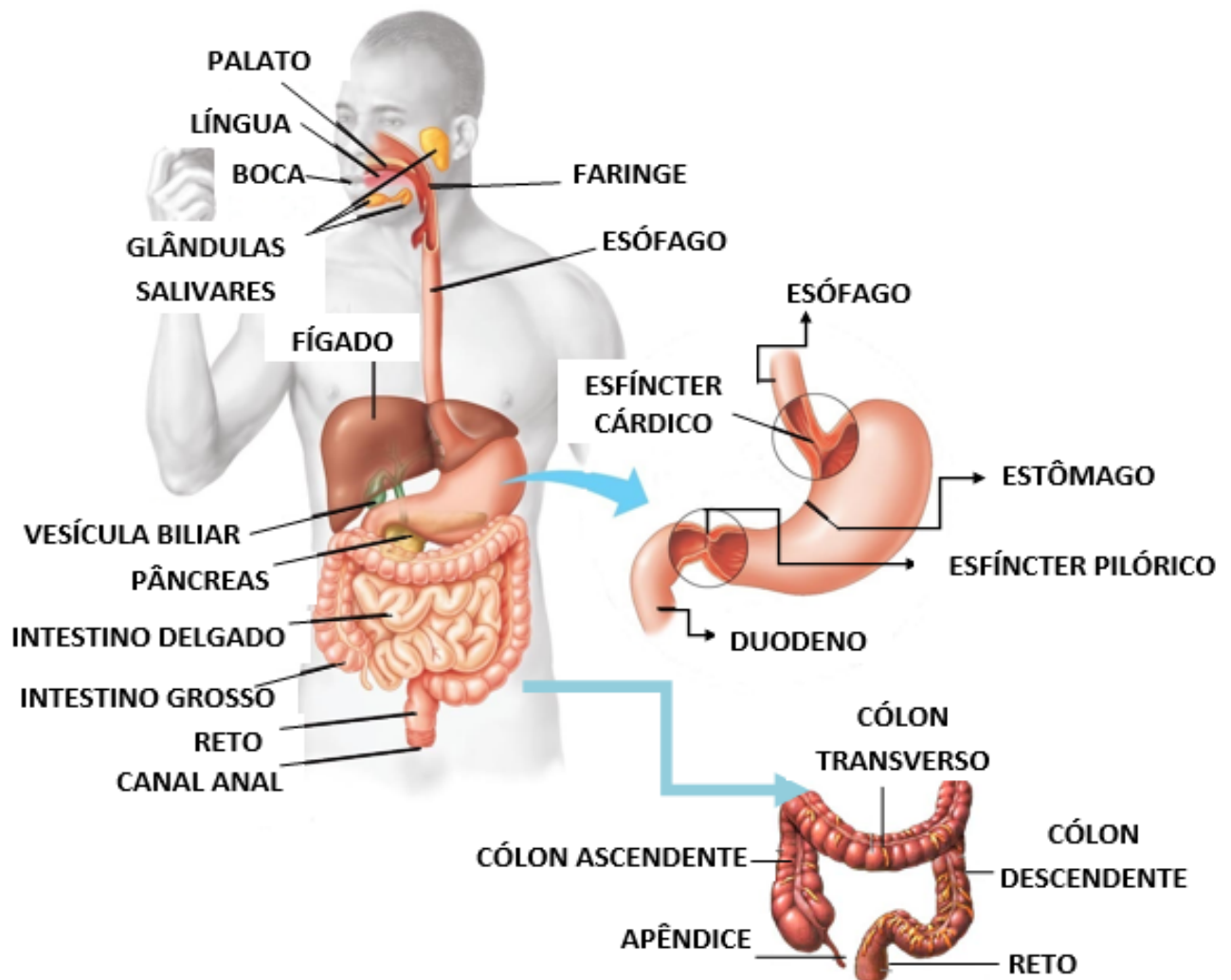


Fig. 2.1: Representação anatómica do sistema digestivo.

A passagem do alimento ao longo do TGI deve-se aos movimentos peristálticos. Estes movimentos consistem na contração involuntária dos vários constituintes do TGI, responsável pela descida do bolo alimentar desde a cavidade oral até ao canal anal. As contrações musculares estimuladas pelos impulsos nervosos originam ondas peristálticas, sendo estas constituídas por uma onda de relaxamento dos músculos circulares que gera, por sua vez, uma onda de distensão que precede o bolo alimentar e por uma onda de contração muito intensa que sucede o bolo alimentar, originando assim a sua progressão ao longo de todo o tubo digestivo. Tal facto é possível observar na Fig. 2.2 [5].

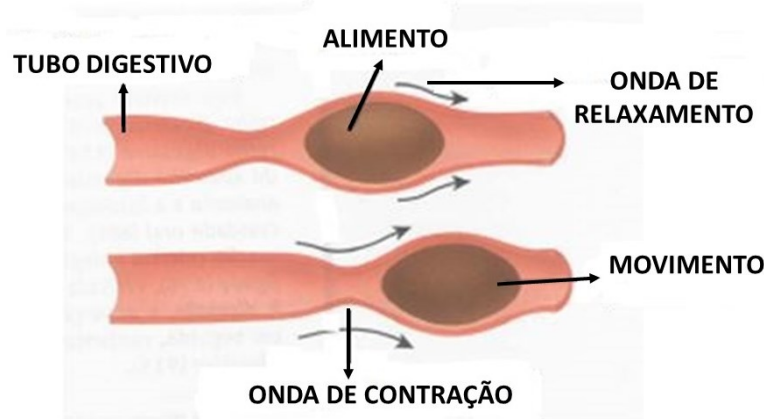


Fig. 2.2: Deslocação do bolo alimentar/quimo/quilo ao longo do TGI por movimentos peristálticos. (Adaptado de [5])

Numa perspectiva fisiológica, o tubo digestivo é caracterizado por diversos compartimentos com características diferentes. Essas características dependem essencialmente da função secretora e da função absorviva das células epiteliais da mucosa. Em cada compartimento, os alimentos previamente triturados por ação mecânica dos dentes, são colocados em contato com enzimas digestivas. Estas enzimas transformam as grandes biomoléculas constituintes dos alimentos, em moléculas suficientemente pequenas para atravessarem a membrana plasmática das células epiteliais do lúmen em direção ao espaço intersticial do tecido conjuntivo de suporte, localizado em torno da superfície basal do epitélio. Estas moléculas entram no sistema vascular e, através do fluido plasmático, chegam a todas as células do organismo. Contudo, as substâncias que não forem absorvidas serão eliminadas através do canal anal. Todo este mecanismo está descrito na Fig. 2.3 [6].

O sistema digestivo reúne diversas capacidades na sua constituição fisiológica, nomeadamente a capacidade da mobilidade, secreção, digestão e absorção [7]. Assim, este sistema possibilita a transformação dos alimentos ingeridos, através da deglutição, em nutrientes assimiláveis com o intuito de possibilitar a entrada destes nutrientes no sangue. Fazendo uma breve descrição fisiológica de cada uma das capacidades mencionadas:

1. Movimento: refere-se aos movimentos de mistura e propulsão dos alimentos ao longo do tubo digestivo. Possibilita com facilidade a mistura dos alimentos com as secreções libertadas ao longo do TGI e permite que os nutrientes fiquem em contato com a superfície apical das células epiteliais responsáveis pela absorção.
2. Secreção: produção e libertação de substâncias no interior do tubo digestivo

que colaboram na digestão, humedecimento, lubrificação dos alimentos e regulação do processo digestivo.

3. Digestão: transformação das grandes moléculas que constituem os alimentos, em pequenas moléculas para que facilmente possam ser absorvidas pelo epitélio intestinal.
4. Absorção: passagem de nutrientes do lúmen do tubo digestivo para o sangue.

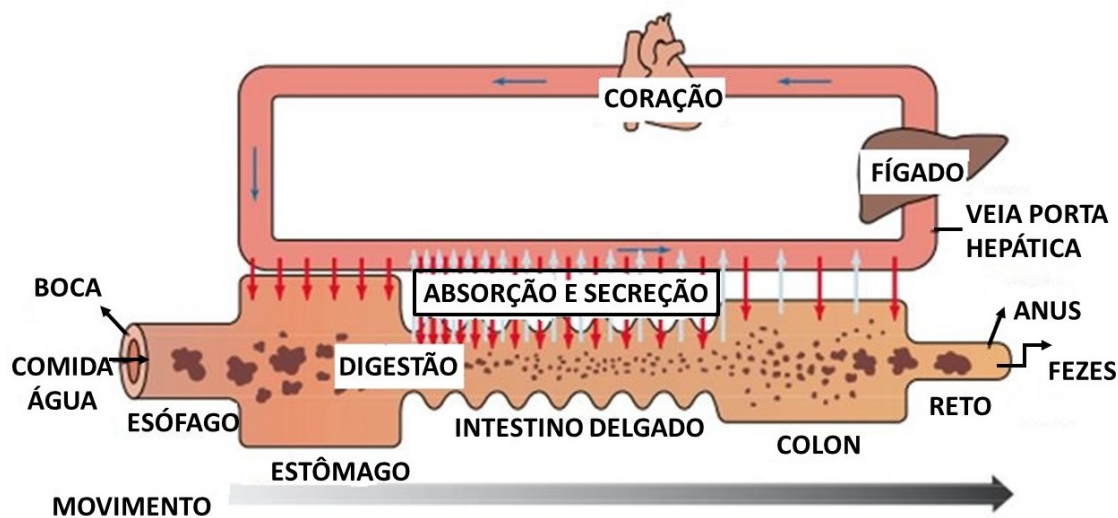


Fig. 2.3: Quatro processos executados pelo aparelho gastrointestinal: mobilidade, secreção, digestão e absorção. (Adaptado de [7])

2.1.1 Constituição - Aspectos Funcionais

Como referido na seção 2.1, o sistema digestivo é constituído anatomicamente por um conjunto de órgãos:

- Cavidade oral: é a porção do tubo digestivo delimitada anteriormente pelos lábios, posteriormente pela face (orofaringe, garganta, abertura para a faringe), lateralmente pela bochecha, superiormente pelo palato e inferiormente por um pavimento muscular. É nesta cavidade que se inicia a digestão [5];
- Faringe: é uma estrutura tubular musculomembranosa, localizada atrás da cavidade nasal, boca e laringe. Para além de integrar no sistema digestivo, este órgão pertence também ao sistema respiratório, uma vez que a parte superior

deste órgão permite a passagem de ar das cavidades nasais para a laringe. Na faringe são consideradas três partes, sendo elas a nasofaringe, a orofaringe e a laringofaringe. A fase faríngea da deglutição inicia-se com a elevação do palato mole, que vai encerrar a comunicação entre a nasofaringe e a orofaringe. A faringe eleva-se para receber o bolo alimentar da boca, e movimenta-o no sentido do esófago. Os músculos construtores da faringe contraem-se, permitindo a progressão dos alimentos na faringe. Simultaneamente, o esfíncter esofágico superior relaxa e a elevação da faringe abre o esófago que recebe os alimentos. Esta fase da deglutição é involuntária. A fase faríngea da deglutição dura cerca de 1-2 segundos [5];

- Esófago: corresponde à parte do tubo digestivo que se estende da faringe até ao estômago. Tem aproximadamente 25 cm de comprimento e situa-se no mediastino, anteriormente às vértebras e posteriormente à traqueia. O muco existente no esófago permite a sua lubrificação, protegendo a mucosa esofágica de abrasão e permitindo que o bolo alimentar se desloque ao longo do TGI, sem atrito. Quer a extremidade superior, quer a inferior do esófago funcionam como esfíncteres fisiológicos que mantêm os orifícios superior e inferior sempre fechados, exceto no momento da deglutição. Estes esfíncteres designam-se por esfíncter esofágico superior e esfíncter esofágico inferior. O primeiro evita a entrada de ar no tubo digestivo e o segundo evita o refluxo dos alimentos do estômago para o esófago. Este último aspeto é de grande importância dado que a mucosa esofágica não tem proteção contra o pH extremamente ácido do conteúdo gástrico. A fase esofágica da deglutição demora cerca de 5-8 segundos [5];
- Estômago: corresponde à porção mais dilatada do tubo digestivo e situa-se entre o esófago e o intestino delgado, na porção mais superior do abdómen. O estômago apresenta dois orifícios, dois bordos e duas faces. Assim, é possível identificar quatro regiões, sendo elas a cárdia, o fundo, o corpo e o piloro. O orifício de comunicação entre o esófago e o estômago designa-se por esfíncter cárdico. Em contrapartida, o orifício de comunicação entre estômago e intestino delgado é designado por orifício pilórico, identificado por uma constrição bem marcada na superfície externa do estômago, correspondente ao esfíncter pilórico. O estômago é uma bolsa elástica com a função de armazenar e digerir o alimento. Assim, neste órgão verifica-se a presença de diversas enzimas, nomeadamente a pepsina, responsável por iniciar a digestão de proteínas. Após

a passagem do bolo alimentar pelo estômago, este segue até ao intestino que se divide em dois: intestino delgado e intestino grosso [5];

- **Intestino delgado:** é um tubo contorcido que se estende desde o orifício pilórico até à válvula íleocecal, unindo-se assim ao intestino grosso. O seu comprimento é de 6 a 7 metros e ocupa a porção central e inferior da cavidade abdominal, sendo limitado externamente pelo intestino grosso. Este órgão é constituído por três porções, o duodeno, o jejuno e o íleo. As principais glândulas anexas a este sistema, fígado e pâncreas, estão ligadas ao duodeno. É no intestino delgado, mais precisamente no duodeno, que ocorre cerca de 80% da digestão. Uma vez que o duodeno apresenta uma reduzida dimensão, não tem capacidade de receber grandes quantidades de alimento. Assim o estômago armazena o alimento que chega pelo esófago e liberta-o aos poucos para que o duodeno possa realizar as suas funções adequadamente. O bolo alimentar, após passagem pelo estômago e pelo intestino delgado, passa a chamar-se de quimo. Esta progressão do quimo demora normalmente cerca de 3 a 5 horas [5];
- **Intestino grosso:** estende-se desde a porção final do íleo até ao canal anal e circunda o intestino delgado apresentando maior diâmetro que este. O intestino grosso, à semelhança do delgado, é constituído por vários segmentos, sendo eles, o cego, o cólon ascendente, o cólon transverso, o cólon descendente, o cólon sigmoide, o reto e o canal anal. O intestino grosso é o responsável pela absorção de água e iões do lúmen intestinal e, conseqüentemente, responsável pela formação da matéria fecal. Normalmente, o seu conteúdo demora entre 18 a 24 horas a percorrer toda a sua extensão [5].

2.2 Anomalias do TGI

Nas subsecções seguinte, 2.2.2, far-se-á uma descrição sucinta e precisa das anomalias relevantes para o estudo. Essa descrição é essencial para a compreensão, contextualização e assimilação de características e conceitos referentes a uma determinada patologia a fim de construir um algoritmo com sucesso. Dar-se-á mais ênfase à hemorragia e ao pólipó, uma vez que, dois dos algoritmos a desenvolver no capítulo 4, debruçar-se-ão essencialmente nestas duas anomalias.

2.2.1 Doença Inflamatória Intestinal

A doença inflamatória intestinal (DII) pode ser dividida em dois grupos principais: a doença de Crohn e a colite ulcerosa, sendo que a sua distinção é feita essencialmente a partir do local onde a doença incide e na expressão morfológica observada.

Doença de Crohn

A doença de Crohn é uma inflamação crónica que pode atingir qualquer região do TGI, desde a cavidade oral até ao canal anal, sendo que as áreas mais comumente afetadas são o íleo terminal, a válvula íleocecal e o cego. Esta doença, atinge em apenas 40% dos casos o intestino delgado, em 30% o intestino delgado e o cólon e a restante percentagem representa um atingimento exclusivo do cólon. Nesta doença, é notável a presença de áreas de doença precisamente delimitadas e separadas, permitindo assim a sua distinção face à colite ulcerosa [1].

A inflamação pode estender-se a todas as camadas da parede digestiva, com formação de úlceras. O facto de haver áreas dispersas da mucosa não afetadas, levará a que esta adquira uma aparência semelhante à aparência da pedra de calçada, no qual o tecido lesado está deprimido em relação à mucosa normal. Embora esta doença possa afetar pessoas de qualquer idade, na maioria dos casos a doença de Crohn é diagnosticada nos jovens com pouco mais de 20 anos de idade. Curiosamente, a sua incidência é ligeiramente superior no género feminino, nos fumadores e é possível que exista alguma predisposição genética associada à sua manifestação, mas a causa certa da doença ainda é desconhecida.

Dado que a doença de Crohn pode atingir qualquer porção do TGI, os sintomas são variáveis e estão relacionados com a localização da doença. No entanto, são mais comuns a diarreia, a dor abdominal do tipo cólica, a febre, a perda de apetite e a perda de peso. Porém, podem ainda surgir sintomas como a obstipação, a fadiga, a dor anal, a hemorragia retal, fezes com sangue, dores articulares, lesões da pele, sintomas associados à presença de cálculos renais e de cálculos biliares, alterações oculares, entre outros [1].

Colite Ulcerosa

A colite ulcerosa é bastante semelhante à doença de Crohn, no entanto, ocorre apenas em partes específicas do TGI, nomeadamente no cólon e no reto, como se pode verificar por observação da Fig. 2.4. Morfológicamente a colite ulcerosa envolve

sempre o reto e estende-se de uma forma contínua de modo a envolver uma parte ou todo o cólon, podendo causar inflamação focal do cego ou do apêndice.

É uma doença caracterizada por diarreia sanguinolenta com material mucoide e em forma de corda e dor abdominal inferior. Estes sintomas podem persistir durante dias, semanas ou meses antes de regredirem. Os fatores que desencadeiam a colite ulcerosa não são conhecidos. Em alguns casos, o primeiro ataque é precedido por *stress* psicológico, o que também pode estar ligado a uma recaída durante a remissão. A instalação inicial dos sintomas ocorre, também, por cessação do ato tabágico em alguns pacientes, uma vez que fumar pode aliviar parcialmente os sintomas. No entanto, o tratamento com nicotina revelou-se ineficaz [1].

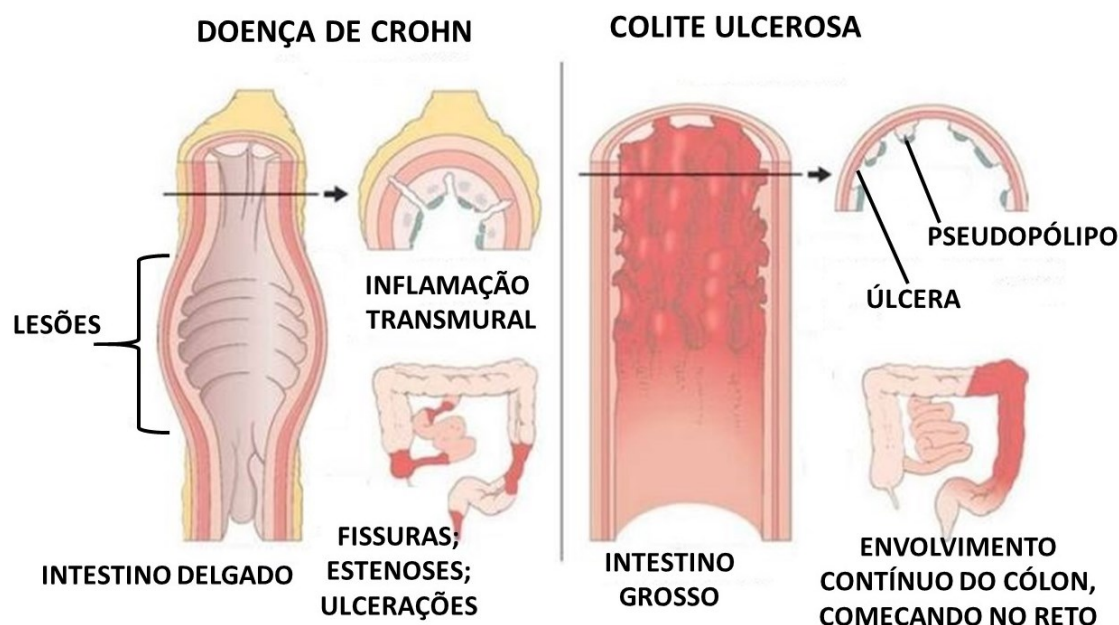


Fig. 2.4: Representação das principais diferenças entre a doença de Crohn e a colite ulcerosa. (Adaptado de [1])

2.2.2 Carcinoma Colorretal

Como referido anteriormente, o carcinoma colorretal (CCR) é uma das neoplasias mais comuns a nível mundial. Segundo a Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva (SPED)¹, este carcinoma surge devido a um crescimento celular descontrolado que pode aparecer em qualquer parte do TGI, sendo que os principais sintomas são a anemia, hemorragia a nível gastrointestinal, alterações do trânsito intestinal e emagrecimento. Em casos avançados, esta lesão poderá obstruir o intestino grosso

¹ <http://www.sped.pt>

e provocar distensão e dor abdominal intensa.

O CCR geralmente inicia-se no revestimento interno do intestino, quase sempre a partir de pólipos², invadindo progressivamente as restantes camadas da parede intestinal, chegando por vezes a disseminar-se para outros órgãos (metástases).

No cólon, poderão surgir CCR esporádico, CCR familiar ou CCR hereditários, como se pode observar na Fig. 2.5, sendo que a maior parte das neoplasias que lá se desenvolvem são de cariz esporádico, ou seja, podem ocorrer a qualquer um de nós, principalmente àqueles que reúnam alguns fatores de risco mencionados. Em algumas famílias, a concentração de fatores de risco pode ser suficientemente intensa para considerar aquilo a que se chama CCR familiar. Neste caso, os pacientes com histórico familiar devem fazer o rastreio 10 anos antes da idade em que foi feito o primeiro diagnóstico. Por último, o CCR hereditário refere-se às situações em que há uma alteração genética germinativa presente em todas as células do indivíduo sendo transmissível à descendência. O CCR hereditário é constituído por duas variantes fundamentais: o CCR sem pólipos, por exemplo a síndrome de Lynch e o CCR com pólipos, por exemplo a polipose adenomatosa familiar (PAF). Esta síndrome caracteriza-se pelo facto de a superfície mucosa ficar completamente coberta por centenas ou milhares de pólipos que se distribuem ao longo de todo o cólon, concentrando-se em maior abundância no cólon descendente, cólon sigmoide e no reto [8].

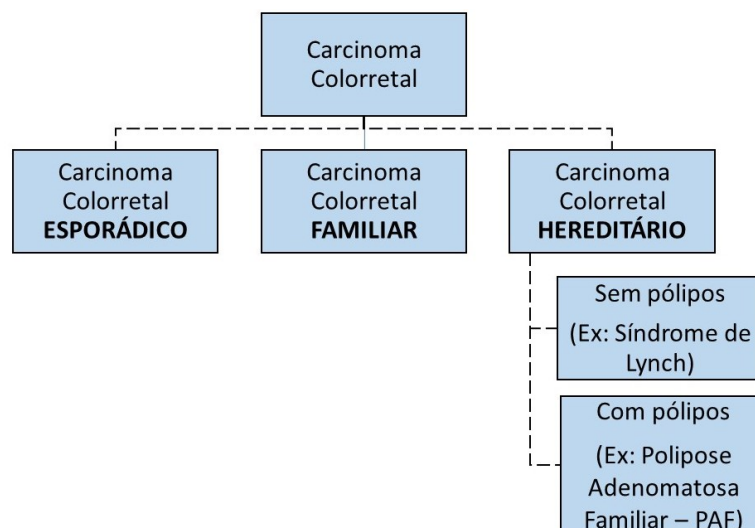


Fig. 2.5: Esquematização dos tipos de CCR.

² Pólipo - é um crescimento de tecido da parede intestinal

Quando o CCR se dissemina, ou metastiza para fora do cólon ou do reto, as células neoplásicas são muitas vezes encontradas em gânglios linfáticos vizinhos. Caso as células neoplásicas já tenham atingido esses gânglios, é provável que também tenham disseminado para outros gânglios ou mesmo para outros órgãos.

Apesar dos fortes componentes hereditários, a maioria dos casos de CCR é esporádico e desenvolve-se lentamente ao longo de vários anos, através da sequência adenoma-carcinoma. A idade avançada, a obesidade, a presença de DII (doença de Crohn, colite ulcerosa), dietas ricas em gorduras e hipocalóricas e o sedentarismo são fatores que poderão também proporcionar o desenvolvimento deste carcinoma [9, 1].

Incidência/Mortalidade do CCR na população mundial, europeia e em Portugal

Segundo dados fornecidos pela Organização Mundial da Saúde (OMS)³ referentes ao ano de 2012, verifica-se que a incidência do CCR é um dos mais preocupantes a nível mundial. Este tipo de carcinoma é o quarto mais comum no género masculino (746 298 casos, 10.1% do total) e o terceiro mais frequente no género feminino (614 304 casos, 9.0% do total), como se pode constatar pela observação da Fig. 2.6.

TAXA DE INCIDÊNCIA E MORTALIDADE NO HOMEM E NA MULHER A NÍVEL MUNDIAL NO ANO DE 2012								
TIPOS DE CARCINOMA	HOMEM				MULHER			
	Incidência		Mortalidade		Incidência		Mortalidade	
	Nº	(%)	Nº	(%)	Nº	(%)	Nº	(%)
Lábios, cavidade oral	198 975	2,7	97 940	2,1	101 398	1,5	47 413	1,3
Colorretal	746 298	10,1	373 639	8,0	614 304	9,2	320 294	9,0
Mama	-	-	-	-	1671 149	25,1	521 907	14,7
Esófago	323 008	4,4	281 217	6,0	132 776	2,0	118 952	3,4
Estômago	631 293	8,5	468 970	10,1	320 301	4,8	254 103	7,2
Corpo do útero	-	-	-	-	319 605	4,8	76 160	2,1
Fígado	554 369	7,5	521 041	11,2	228 082	3,4	224 492	6,3
Pulmão	1 241 601	16,8	1 098 702	23,6	583 100	8,8	491 223	13,8
Linfomas	217 643	2,9	115 404	2,5	168 098	2,5	84 266	2,4
Colo do útero	-	--	-	-	527 624	7,9	265 672	7,5
Melanoma Maligno da Pele	120 649	1,6	31 390	0,7	111 481	1,7	24 098	0,7
Ovários	-	-	-	-	238 719	3,6	151 917	4,3
Próstata	1 094 916	14,8	307 481	6,6	-	-	-	-
Bexiga	330 380	4,5	123 051	2,6	99 413	1,5	42 033	1,2

Fig. 2.6: Taxa de incidência e mortalidade do CCR a nível mundial no género masculino e no género feminino no ano de 2012. Dados obtidos pela Organização Mundial de Saúde³.

³ <http://globocan.iarc.fr/>

Relativamente à distribuição geográfica deste carcinoma, por observação da Fig. 2.7, é possível verificar que existe uma grande variação de incidência e mortalidade a nível mundial, sendo que 55% dos casos ocorrem em regiões mais desenvolvidas, podendo haver variação de país para país, chegando a haver dentro do mesmo país.

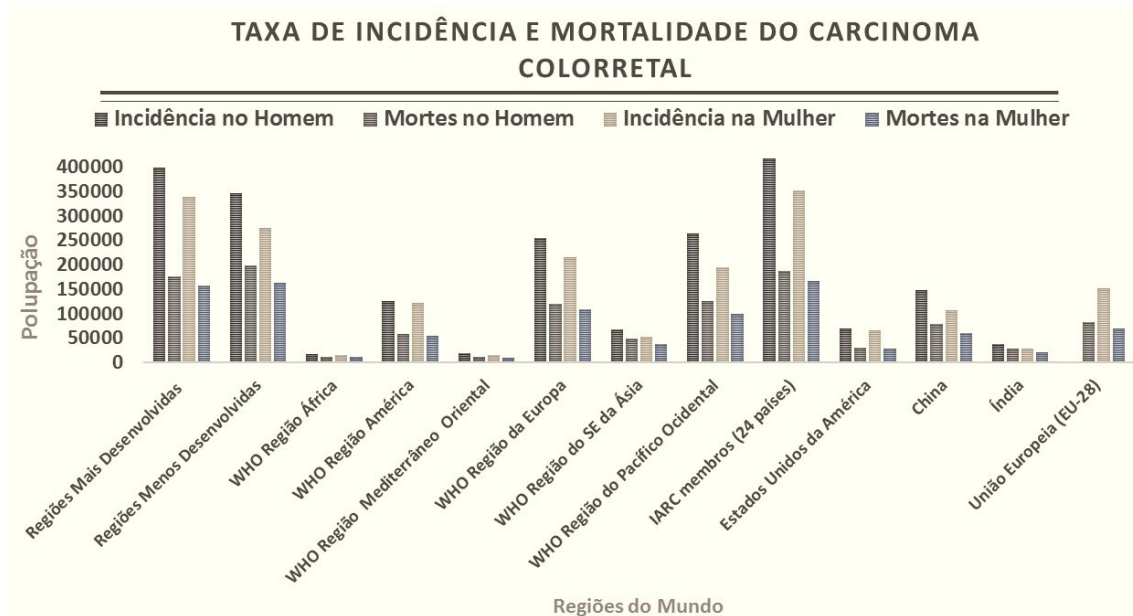


Fig. 2.7: Representação da incidência e mortalidade do CCR a nível mundial em ambos os géneros no ano de 2012. Dados obtidos pela Organização Mundial de Saúde³.

O risco de incidência deste carcinoma também varia entre os indivíduos segundo a sua dieta, estilo de vida e fatores hereditários [10]. A variabilidade das taxas de incidência para os dois géneros é bastante notória, sendo que, para o género masculino variam de 44.8 por 100 mil habitantes na Austrália/Nova Zelândia para 4.5 por 100 mil habitantes na África Ocidental. Relativamente ao género feminino, verifica-se uma variação de 32.2 por 100 mil habitantes na Austrália/Nova Zelândia para 3.8 por 100 mil habitantes na África Ocidental. Relativamente à mortalidade é de destacar que a taxa é mais elevada em regiões menos desenvolvidas refletindo uma menor sobrevivência perante a doença, nessas regiões. Tal facto deve-se possivelmente à falta de prevenção primária (dieta adequada, estilo de vida) e à ausência de um rastreio eficaz por colonoscopia ou outro método [10]. Relativamente ao género, tanto no masculino como no feminino, as taxas são mais elevadas na Europa Central e Oriental, 20.3 por 100 mil habitantes e 11.7 por 100 mil habitantes, respetivamente, do que na África Ocidental, 3.5 por 100 mil habitantes e 3.0 por 100 mil habitantes respetivamente.

No caso em particular da Europa, a taxa de incidência em 2012 do CCR assumiu valores elevados, sendo que, no género masculino ronda os 55.7% por 100 mil habitantes e comparativamente com o género feminino ronda os 34.7% por 100 mil habitantes. Relativamente à taxa correspondente à mortalidade, para o género masculino a taxa ronda 25.2% por 100 mil habitantes enquanto que para o género feminino ronda os 15.4% para 100 mil habitantes.

Fazendo uma análise estatística relativamente a Portugal, Fig. 2.8, verifica-se que à semelhança do que se constata no Mundo, este é um dos carcinomas com maior taxa de incidência e de mortalidade para ambos os géneros. Como tal, relativamente ao género masculino, este carcinoma é responsável por uma taxa de mortalidade de 15.7%, enquanto que no género feminino apresenta uma taxa de mortalidade de 15.9%.

TAXA DE INCIDÊNCIA E MORTALIDADE NO HOMEME NA MULHEREM PORTUGAL NO ANO DE 2012								
TIPOS DE CARCINOMA	HOMEM				MULHER			
	Incidência		Mortalidade		Incidência		Mortalidade	
	Nº	(%)	Nº	(%)	Nº	(%)	Nº	(%)
Lábios, cavidade oral	967	3,4	282	2,0	327	1,6	97	1,0
Colorretal	4209	14,8	2240	15,7	2920	14,1	1557	15,9
Mama	-	-	-	-	6088	29,4	1570	16,0
Esófago	533	1,9	467	3,3	75	0,4	73	0,7
Estômago	1834	6,4	1387	9,7	1184	5,7	898	9,2
Corpo do útero	-	-	-	-	1485	7,2	304	3,1
Fígado	772	2,7	655	4,6	232	1,1	253	2,6
Pulmão	3215	11,3	2638	18,4	977	4,7	803	8,2
Linfomas	148	0,5	35	0,2	139	0,7	24	0,2
Colo do útero	-	-	-	-	720	3,5	390	4,0
Melanoma Maligno da Pele	464	1,6	108	0,8	637	3,1	110	1,1
Ovários	-	-	-	-	616	3,0	381	3,9
Próstata	6622	23,3	1582	11,1	-	-	-	-
Bexiga	2339	8,2	658	4,6	537	2,6	196	2,0

Fig. 2.8: Taxa de incidência e mortalidade do CCR no género masculino e no género feminino em Portugal no ano de 2012. Dados obtidos pela Organização Mundial de Saúde³.

O diagnóstico precoce constitui um dos aspetos mais importantes para a diminuição da mortalidade associada a este carcinoma. Este diagnóstico passa pela realização de um rastreio, em que com recurso a exames de diagnóstico adequados se consiga identificar num indivíduo, sem qualquer sintoma, a patologia ou condição que irá provocar o CCR. Somente com a deteção precoce se conseguirá a devida prevenção do carcinoma, ou mesmo, quem sabe, a sua cura. Muitos pólipos e carci-

nomas do cólon e reto só produzem sintomas quando já se encontram com dimensões apreciáveis, ou seja, numa fase avançada da doença, uma vez que estes dependem diretamente da localização e do tamanho do tumor. A remoção dos pólipos, numa fase inicial, pertence à medicina preventiva, sendo que uma forma eficaz de os remover é através da colonoscopia. Esse exame tem a versatilidade de ser diagnóstico e terapêutico, ou seja, permite a visualização e deteção de pólipos e a sua excisão [9].

Hemorragias

A hemorragia pode ocorrer em qualquer parte do TGI e corresponde à perda de sangue a partir de qualquer órgão. No entanto, um dos sintomas do CCR é o aparecimento de hemorragia a nível gastrointestinal. A hemorragia é classificada segundo a sua localização em hemorragia digestiva alta, caso surja no esófago, estômago e duodeno, ou hemorragia digestiva baixa, caso ocorra no intestino delgado ou intestino grosso. O padrão e as características do sangue ao longo do sistema digestivo variam consoante a doença do TGI analisada. Normalmente o sangue que surge através da hemorragia muda de cor e de forma, causando um problema para a sua deteção.

Existem várias causas que levam às hemorragias digestivas, sendo que, a mais comum, é a úlcera péptica, responsável por mais de metade destas ocorrências. A úlcera péptica é uma ferida que ocorre na camada de revestimento interno (mucosa) do esófago (úlceras esofágicas), do estômago (úlceras gástricas) ou da primeira porção do intestino delgado (úlceras duodenais). A formação da úlcera depende da ação corrosiva do suco gástrico que atravessa o duodeno. Em condições normais, o ácido produzido no estômago chega ao duodeno em quantidades moderadas, misturando-se com a comida, sendo posteriormente neutralizado pelas secreções alcalinas presentes no interior do intestino. A úlcera duodenal deve-se principalmente ao aumento de produção do suco gástrico, que supera os fatores protetores e acaba por corroer a parede do duodeno [11].

Segundo a SPED, alguns dos fatores responsáveis são todos aqueles que determinam uma maior produção de secreção estomacal, sobretudo o *stress*, o tabagismo e o consumo regular de medicamentos, como o ácido acetilsalicílico (aspirina) e outros anti-inflamatórios. Os sintomas possíveis incluem hematemeses (vómitos de sangue), excreção de fezes com coloração negro-alcitrão e perda evidente de sangue pelo reto. A prevenção da hemorragia gastrointestinal baseia-se, principalmente, em evitar as causas que estão na origem da hemorragia. No caso específico da hemorragia por

varizes de esôfago, novos episódios podem ser evitados através de tratamentos endoscópicos preventivos ou de fármacos adequados. Além disso, o uso cuidadoso e sob orientação médica de anti-inflamatórios é outra importante forma de prevenção. Esse tipo de medicação, aparentemente simples, amplamente usada e vendida sob diversos nomes comerciais é uma causa importante e grave de hemorragia digestiva que pode ser evitada.

Pólipo

Os pólipos, como já referido anteriormente, podem estar associados ao aparecimento do CCR. Assim, estes podem ser classificados de uma forma macroscópica, segundo a superfície de fixação em pólipos sésseis (crescem diretamente da parede intestinal) ou pólipos pediculados (presos à parede por uma 'haste'), como se pode observar na Fig. 2.9.

Para além desta classificação, os pólipos podem-se dividir segundo a sua formação, isto é, em pólipos não neoplásicos ou pólipos neoplásicos.

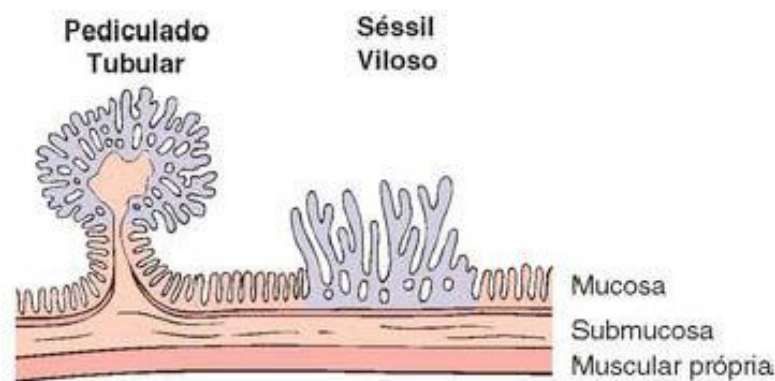


Fig. 2.9: Classificação dos pólipos segundo a superfície de fixação. (Adaptado de [1])

Os pólipos não neoplásicos surgem devido a anormalidades na maturação, inflamação ou na arquitetura da mucosa. Estes pólipos, como o próprio nome indica, não possuem malignização e correspondem a cerca de 90% de todos os pólipos epiteliais no intestino grosso, incidindo maioritariamente em pessoas com idade superior a 60 anos. Os pólipos não neoplásicos subdividem-se em vários grupos, como se pode observar na Fig 2.10, destacando-se os pólipos hiperplásicos. Estes apresentam uma dimensão pequena, <5 mm de diâmetro, e formam protusões da mucosa em forma de mamilo, hemisféricas ou lisas. Os pólipos hiperplásicos surgem frequentemente em grandes quantidades, mas, no entanto, poderão surgir de forma isolada. A maioria dos pólipos não neoplásicos que surgem são caracterizados como hiperplásicos. Os

pólipos neoplásicos correspondem a 10% de todos os pólipos epiteliais no intestino grosso. Estes subdividem-se apenas em duas características, ou seja, em pólipos neoplásicos benignos (adenomas) e em pólipos neoplásicos malignos (adenocarcinomas). O facto de os adenomas serem considerados como pólipos neoplásicos benignos não invalida que se tornem malignos, pois estes pólipos podem variar a sua dimensão e a sua superfície de fixação, desde tumores pequenos e frequentemente pediculados, a lesões maiores e geralmente sésseis. Portanto, é de reforçar que a deteção precoce e a remoção prévia destes pólipos poderão prevenir o aparecimento do CCR e aumentar significativamente as hipóteses de sobrevivência do paciente. A percentagem de aparecimento destes pólipos no intestino grosso varia desde 20% a 30% em idades inferiores aos 40 anos, aumentando para 40% a 50% em idades superiores a 60 anos. Relativamente ao género, tanto o masculino como o feminino, poderão ser afetados de igual forma. Os pólipos neoplásicos benignos poderão dividir-se ainda em quatro subtipos, tendo em atenção a sua arquitetura epitelial, em adenoma tubular, adenoma viloso, adenoma tubuloviloso e adenoma serrilhado sésstil. Em contra partida, os adenocarcinomas constituem a vasta maioria das doenças malignas colorretais e representam cerca de 70% de todas as malignidades que surgem no TGI [1].

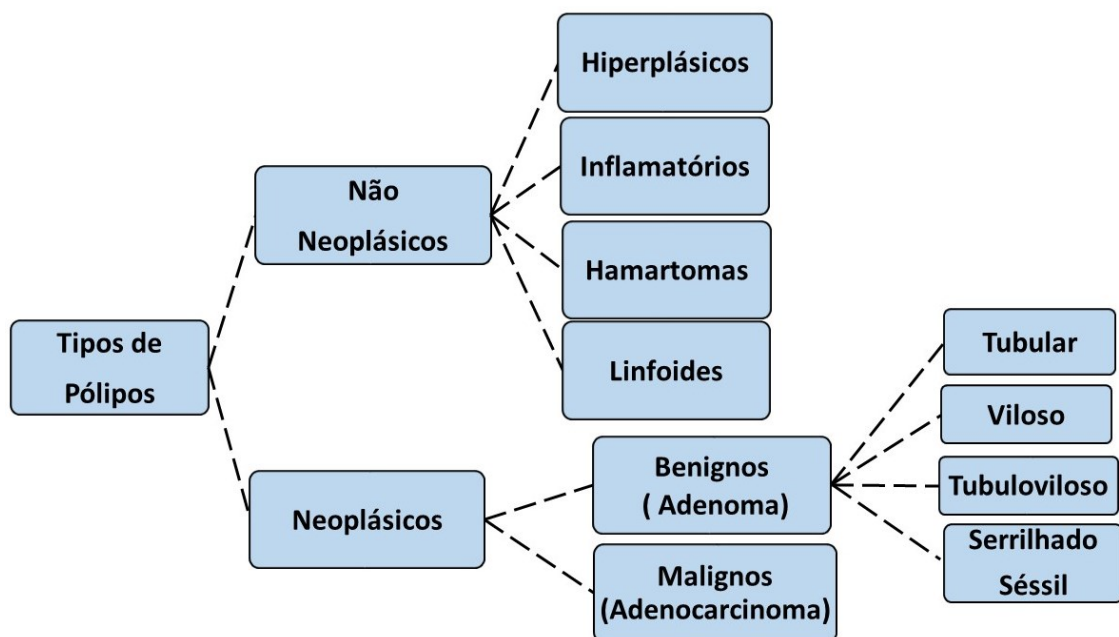


Fig. 2.10: Esquematização dos tipos de pólipos.

Como referenciado anteriormente, o facto de o pólipo ser benigno não anula a opção de se transformar em pólipo maligno. Assim, é necessário ter em atenção os principais fatores que contribuem para essa evolução, sendo eles o tamanho do pólipo

e o seu grau de displasia (quanto maior a taxa de displasia, maior a probabilidade de o pólipo benigno se transformar em pólipo maligno). A maior parte dos pólipos não apresentam qualquer sintoma, ocorrendo apenas em casos muito extremos, episódios de hemorragia retal ou hemorragia nas fezes. Uma vez que normalmente não há sintomas, é essencial a importância de fazer rastreios regularmente [1, 12].

2.3 Conclusão do Capítulo

Os exames utilizados para a deteção precoce do CCR, nomeadamente a endoscopia tradicional, revelam pouca precisão e confiabilidade. A controvérsia gerada em torno desta endoscopia está associada ao facto de esta técnica ser bastante invasiva, falível e pouco precisa uma vez que não permite a visualização e análise de todo o TGI. Desta forma, existem métodos de deteção precoce que satisfazem todos os requisitos falhados pela endoscopia tradicional.

Devido aos benefícios associados a este rastreio, é necessário que o paciente compreenda a importância da deteção precoce desta doença. É de igual forma importante que tanto o paciente como o clínico, adquiram conhecimento sobre as DII, assim como os efeitos e as consequências da presença de tecido anormal no interior da cavidade intestinal, como é o caso das hemorragias e dos pólipos. Salienta-se também a necessidade do paciente compreender a importância do tratamento a realizar.

Revisão do Estado de Arte

Neste capítulo, numa primeira fase, pretende-se efetuar uma breve revisão bibliográfica sobre os métodos de diagnóstico, de forma a recriar uma evolução cronológica dos conhecimentos desta extensa área. Para isso serão referenciados alguns estudos desenvolvidos por outros investigadores até à atualidade. Para além dos métodos de diagnóstico, efetuar-se-á uma revisão bibliográfica sobre a CE, evidenciando o que levou à sua construção. De seguida introduzir-se-á a técnica de NBI, que será bastante útil para a compreensão e desenvolvimento do algoritmo de deteção da vascularização do lúmen intestinal. Numa segunda fase, abordar-se-á todo o processo posterior à captação e aquisição da imagem através da CE, ou seja, a temática do processamento digital de imagem. Nesta fase pretende-se abordar quais os passos essenciais para a concretização do objetivo inicial.

3.1 Métodos de Diagnóstico para a Deteção de Anomalias no TGI

Como referido no capítulo 2, o sistema digestivo tem a capacidade de processar os alimentos com a finalidade de fornecer às células, as proteínas e os nutrientes necessários para a sobrevivência dos seres vivos, tornando este sistema de extrema relevância. Assim, é bastante importante conservá-lo da melhor forma, criando métodos de diagnóstico com o intuito de minimizar os riscos de contrair algum tipo de doença ao longo do TGI.

A história da endoscopia teve início há cerca de 2500 anos, quando Hipócrates examinou o reto de um paciente, com a utilização de um espéculo anal. Com o passar dos anos e devido a alguma evolução tecnológica da época, foram-se implementando

ferramentas cada vez mais pequenas e eficientes, minimizando o desconforto do paciente e aumentando a precisão. Assim, em 1805 Bozzini criou um tubo, chamado de *Lichtleiter*, para examinar o trato urinário, o reto e a faringe do corpo humano [13]. Mais tarde, em 1853, Desormeaux fabricou um instrumento especialmente destinado a examinar o trato urinário e a bexiga. Este instrumento foi designado como ‘endoscópio’, e foi a primeira vez que este termo foi utilizado na história. Em 1868 o médico alemão, Dr. Adolph Kussmaul, desenvolveu um aparelho de 47 cm de comprimento e 13 mm de diâmetro que lhe permitiu efetuar as primeiras esofagoscopias rígidas que, após uma série de tentativas, conseguiu obter com êxito a observação do estômago de um corpo humano vivo, apesar da fraca iluminação [14]. Todavia, o incômodo causado pelo endoscópio rígido levou ao desenvolvimento de instrumentos mais flexíveis e com melhor resolução de imagem, processo iniciado por Mikulicz, passando posteriormente por Wolf e Schindler (1932), entre muitos outros médicos e técnicos. A endoscopia eletrônica surge assim, em 1969, pelos laboratórios Bell, devido à invenção do *Charged Coupled Device* (CCD)¹ por Boyle e Smith. Somente cerca de quinze anos depois, 1984, é que este novo instrumento foi apresentado à comunidade médica mundial [15].

Devido ao sucessivo avanço tecnológico em simultâneo com o avanço computacional, a técnica de endoscopia tem sido melhorada ao longo das últimas décadas. Esta tornou-se mais eficiente e menos dolorosa para o paciente, sendo a endoscopia tradicional utilizada ainda nos dias de hoje para fins de diagnóstico e microcirúrgicos. A endoscopia tradicional é constituída por um tubo endoscópico semirrígido, fino e longo com a finalidade de possibilitar a visualização de uma maior área por parte do clínico. No decorrer do exame, o endoscópio possibilita a realização de biópsias e/ou microcirurgias. A principal desvantagem associada a este método de diagnóstico é o desconforto promovido ao paciente, sendo necessário em certos casos, a aplicação de anestesia para que o clínico consiga executar o exame, podendo ou não ser concluído. Para além desta grande desvantagem, esta técnica não permite o acesso ao intestino delgado. Portanto, este órgão nunca é devidamente analisado, podendo ser ou não portador de alguma patologia, uma vez que tem formas de diagnóstico limitadas. Outra desvantagem, é o risco eminente de perfuração do intestino e posterior possibilidade de contaminação cruzada. Assim, para se conseguir analisar todo o TGI, o ideal seria criar uma ferramenta que permitisse a visualização de todo o interior

¹ *Charged Coupled Device* - Em português significa ‘dispositivo de carga acoplada’ e é um sensor semicondutor utilizado para a captação de imagens formado através de um circuito integrado que contém uma matriz de capacitores acoplados.

do TGI, provocando o mínimo desconforto ao paciente e, em simultâneo, pudesse recolher toda a informação necessária para efetuar posteriormente um diagnóstico preciso.

3.1.1 Cápsula Endoscópica

Evolução Histórica

A CE surgiu com a finalidade de responder de forma positiva a todos os requisitos impostos na seção anterior. Esta é um dispositivo não reutilizável com a capacidade de percorrer todo o TGI através da propulsão resultante dos movimentos peristálticos normais, gravando simultaneamente inúmeras imagens ao longo de toda a locomoção para posterior análise, a fim de detetar possíveis anomalias no tecido. Assim, a endoscopia por cápsula é considerada por vários autores um método de diagnóstico não invasivo, confiável e seguro que permite facilmente a visão interna de todo o TGI [16, 8, 17].

Em Agosto de 2001 a companhia israelita *GIVEN Imaging* criou a primeira CE, a *Mouth-to-Anus (M2A)*, lançada e aprovada nesse mesmo ano pelo *Food and Drug Administration* (FDA). O FDA declarou este novo dispositivo como uma ferramenta bastante importante no auxílio à imagiologia e à deteção de anomalias no interior do TGI, nomeadamente no intestino delgado [16]. Estudos revelam que a *M2A* visualiza eficazmente todo o intestino delgado e apresenta um rendimento de 71% superior relativamente à endoscopia tradicional em casos de diagnóstico atempado [18]. Para além de um rendimento de diagnóstico bastante superior e satisfatório, esta nova tecnologia fornece uma alternativa de diagnóstico não invasivo, o que anteriormente não se verificava. Este produto foi rapidamente comercializado para todo o Mundo nomeadamente EUA, Canadá, América Latina, Europa, Austrália e logicamente para Israel. Na Fig. 3.1 estão representados os elementos genéricos da *M2A*. Esta CE mede 11 mm de diâmetro e 26 mm de comprimento e apresenta um ângulo de visão de 156 graus. Para além destas características, esta cápsula contém numa das suas extremidades uma cúpula ótica com seis díodos emissores de luz branca (LED), lentes de focagem curta e um sensor semicondutor metal-óxido complementar (CMOS) para a aquisição das imagens. No decorrer do exame, a CE capta e transmite para o gravador imagens com uma frequência de duas imagens por segundo com uma resolução de 256x256 *pixels*.

Este dispositivo foi desenhado e dimensionado com o propósito de possibilitar uma autonomia de aproximadamente oito horas (mais ou menos uma hora), utili-

zando apenas duas baterias existentes. Após as oito horas do exame, o gravador de dados é retirado do cinto do paciente e os dados são posteriormente enviados para a estação de trabalho para que os possam visualizar e analisar [19].

Cápsula endoscópica

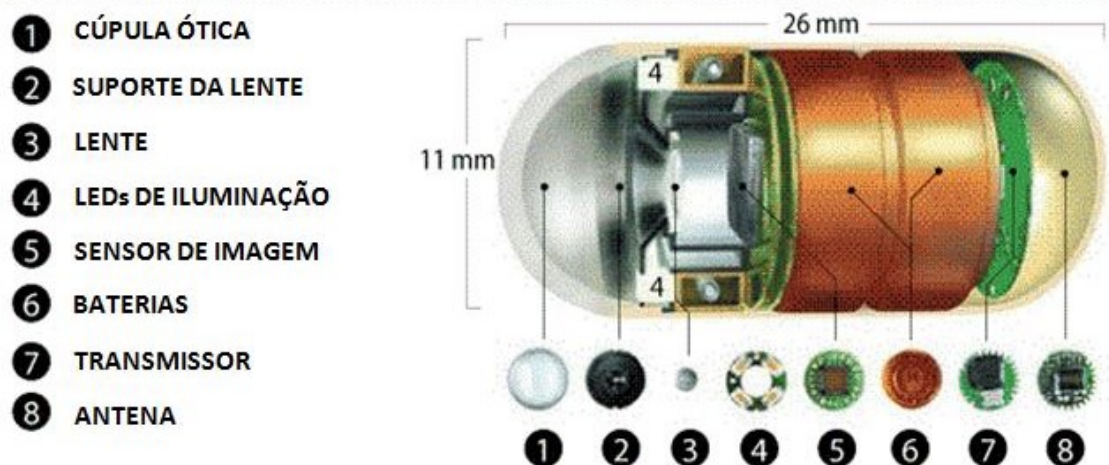


Fig. 3.1: Constituição da *M2A* [20].

Dada a especificidade de a cápsula *M2A* captar ao longo do seu deslocamento 2 *frames* por segundo e uma vez que demora cerca de oito horas a percorrer todo o TGI, esta cápsula adquire cerca de 57 600 imagens por exame.

Em 2005, esta cápsula sofreu uma renomeação para *PillCam SB* mantendo todas as características originais da *M2A*. Esta, inicialmente quando se criou, tinha como finalidade a captação e recolha de imagens apenas ao longo do intestino delgado [16]. Segundo o autor *Chen-yi LI et al.* [21], a tecnologia da CE proporcionou melhores resultados perante as técnicas tradicionais de diagnóstico. No caso particular de diagnóstico de hemorragia gastrointestinal obscura², a CE apresenta um rendimento superior de 92% [21]. Assim e como já referido, a endoscopia para além de ser invasiva e dolorosa para o paciente, não possibilita o fácil acesso a todas as zonas do intestino delgado, deixando porções por examinar. Para além dessa enorme desvantagem, o risco de perfuração do intestino e posterior possibilidade de contaminação cruzada está bastante eminente na endoscopia [19].

Uma vez colocada a CE no mercado, houve a necessidade de a evoluir e melhorar para que se pudesse visualizar para além do intestino delgado, ou seja, permitir a total visualização de outros órgãos do TGI, como é o caso do cólon e do esófago.

² Hemorragia Gastrointestinal Obscura - é definida como sangramento visível ou invisível, cuja causa não foi identificada por endoscopia digestiva alta e colonoscopia

Assim, esta cápsula sofreu uma atualização e especificação de acordo com o órgão do TGI que se pretenda analisar. Em 2005 a companhia *GIVEN Imaging* lançou a *PillCam ESO* e em 2006 a *PillCam Colon*, sendo estas direcionadas para o esófago e cólon respetivamente [19]. A *PillCam ESO* tem a especialidade de possuir duas câmaras (nas extremidades) e captar 18 imagens por segundo. Uma vez que se direciona apenas para o esófago, requer apenas 30 minutos de duração do exame e não necessita de qualquer sedação. Relativamente à *PillCam Colon*, esta possui a marcação CE³ desde 2006, apesar de ser considerada como um dispositivo minimamente invasivo para visualização direta do cólon. Esta cápsula pode ser utilizada em exames de colonoscopia ótica incompletos, isto é, quando o colonoscópio é incapaz de fornecer um exame completo de todo o cólon. As colonoscopias incompletas ocupam uma percentagem de 10% de todas as colonoscopias efetuadas, ocorrendo com maior incidência em pacientes idosos ou pacientes do género feminino, especialmente nas mulheres que já tenham sido submetidas a uma histerectomia (extração cirúrgica do útero). A *PillCam Colon* está equipada com duas micro câmaras de vídeo a cores (uma em cada extremidade), uma bateria, uma fonte de luz LED e mede 11 mm x 31 mm. Esta foi desenhada para ser ingerida pelo paciente e poder captar cerca de 4 *frames*/segundo quando está estagnada e 35 *frames*/segundo quando está em movimento, durante cerca de 10 horas. Depois de ingerir a CE e até que esta seja excretada, os pacientes não deverão estar perto de qualquer fonte de campo eletromagnético. A *PillColon* está disponível em toda a Europa, América Latina, Canadá e alguns países asiáticos desde 2009. Nos EUA uma vez que está sob avaliação do FDA, esta cápsula ainda não é comercializada. Em 2013, esta cápsula foi aceite pela *Japan's Pharmaceuticals and Medical Devices Agency* (PMDA), sendo esta a agência regulatória japonesa ligada ao ministério da saúde daquele país [22].

Em 2007, a empresa *GIVEN Imaging* aperfeiçoa a CE já conhecida, *PillCam SB*, para *PillCam SB2*. A *PillCam SB2* apresenta uma ótica avançada, um campo de visão bastante mais amplo, permitindo a captação do dobro da área da mucosa por imagem e o controlo de luz automático para que cada imagem fique com a iluminação ideal. Devido ao avanço tecnológico, a *GIVEN Imaging* criou a *PillCam SB3*, sendo esta a terceira geração da *PillCam SB* e recebeu a aprovação da FDA em 2013 [22]. Esta última, à semelhança da *PillCam SB2*, integra também uma ótica mais avançada e um controlo automático de luz a fim de proporcionar uma melhor qualidade da imagem e uma melhor iluminação. Estimou-se que até 2013, a *PillCam*

³ Marcação CE - significa que está em conformidade europeia com a diretiva 93/42/CEE, garantindo a qualidade e a segurança do dispositivo médico.

SB foi utilizada por mais de dois milhões de pessoas [22]. Comparativamente com a *PillCam SB2*, a *PillCam SB3* apresenta um ganho de 30% relativamente à resolução da imagem, fornecendo imagens mais detalhadas da mucosa do intestino. O seu sistema de processamento foi significativamente aperfeiçoado, permitindo um ganho de 40% em eficiência na compilação de imagens, permitindo a captura de 2 a 6 *frames* por segundo. Na Fig. 3.2, é possível visualizar um exemplo dos vários modelos de CE criados pela empresa *GIVEN Imaging* [22].

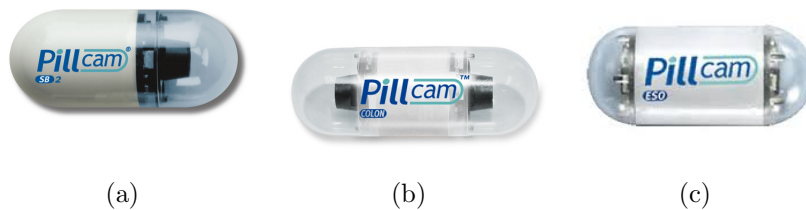


Fig. 3.2: Algumas cápsulas endoscópicas criadas pela empresa *GIVEN Imaging*: (a) *PillCam SB2*, (b) *PillCam Colon*, (c) *PillCam ESO* [23].

Em 2005, a empresa japonesa *Olympus* lançou na Europa um sistema concorrente à *PillCam SB*, designado por *EndoCapsule*, tendo sido aprovado pela FDA em 2007. Este novo dispositivo adquire imagens com a mesma frequência e com a mesma resolução da *PillCam SB* fabricada pela *GIVEN Imaging*. Uma das diferenças da *EndoCapsule* reside na utilização de CCD como sensor de imagem e na utilização do controle de brilho automático (ABC). A ABC fornece um ajuste automático de iluminação consoante as adversidades do TGI [20].

No mesmo ano de 2005, a empresa chinesa, *Inshan Science and Technology Company* criou uma CE, a *OMOM*, direcionada também para o intestino delgado. Esta CE foi criada para que a população chinesa pudesse usufruir dos benefícios da endoscopia por cápsula, apesar de não terem rendimentos para utilizar a CE *PillCam SB* que custava cerca de 860€(RMB 6000 Yuan) [21]. Esta nova cápsula tem o mecanismo de funcionamento bastante semelhante à *PillCam SB*, à exceção do seu custo que é inferior. Posteriormente, esta cápsula também foi aprovada pela FDA e recebeu a marcação CE³ [23, 20].

A *MicroCam* é outra CE concorrente direcionada também para o estudo do intestino delgado, desenvolvida em 2007, pela empresa . Esta nova cápsula recebeu nesse ano a ‘marcação CE³. A *MicroCam* apresenta uma duração de bateria bastante superior às anteriormente referidas. Este dispositivo, uma vez que tem duração de 11h, possibilita a captação de cerca de 120 000 imagens por exame, uma vez que

consegue captar 3 imagens por segundo [24, 23, 20].

É de salientar que todas as cápsulas endoscópicas são envolvidas por um invólucro resistente a ácidos e fluídos gástricos, para que nada se corroa à medida que esta atravessa o TGI. As cápsulas são também lacradas e não reutilizáveis, ou seja, são usadas apenas por um indivíduo e uma única vez. Na Fig. 3.3, estão apresentadas as CE anteriormente referidas, à exceção das produzidas pela empresa *GIVEN Imaging*, direcionadas para o estudo do intestino delgado.

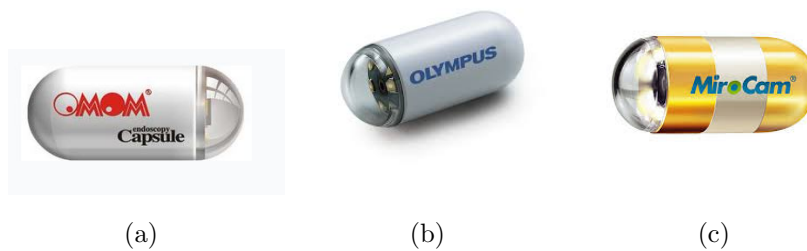


Fig. 3.3: Apresentação de algumas cápsulas endoscópicas direcionadas para o estudo do intestino delgado: (a) *OMOM*, (b) *EndoCapsule* e (c) *MicroCam* [23].

Na tabela 3.1, é possível analisar as principais especificações técnicas dos vários dispositivos.

Procedimento Clínico

O uso da CE como método de diagnóstico antecipado de anomalias presentes no TGI, apesar de ser um método não invasivo, requer alguma preparação específica semelhante à utilizada em outros tipos de endoscopia tradicional. Assim, o paciente necessita de estar em jejum 12 horas antes do exame e convém fazer uma preparação (limpeza) intestinal no dia anterior para que a CE consiga percorrer todo o TGI e chegar ao cólon rapidamente antes da bateria da cápsula terminar. Esta preparação intestinal passa pela ingestão de aproximadamente 4 litros de solução de polietileno-glicol cerca de 15 horas antes do início do exame. Após a ingestão da cápsula, o paciente poderá fazer a sua rotina diária normal evitando a prática de exercício físico abusivo ou atividades profissionais muito ativas [8].

Em termos gerais, o sistema de endoscopia por cápsula depende essencialmente da CE propriamente dita, de uma estação de tratamento de dados e de uma matriz de sensores/antenas colocados no abdómen do paciente conectados a um sistema de gravação de dados fixo ao paciente, normalmente à cintura.

Tab. 3.1: Especificações técnicas das cápsulas endoscópicas analisadas: *PillCam SB*, *PillCam Colon*, *PillCam Eso*, *OMOM Capsule*, *EndoCapsule* e *MicroCam*.

Especificações	Cápsulas					
	<i>PillCam SB</i>	<i>PillCam Colon</i>	<i>PillCam Eso</i>	<i>OMOM Capsule</i>	<i>Endo Capsule</i>	<i>Micro Cam</i>
Empresa	GIVEN <i>Imaging Ltd</i>	GIVEN <i>Imaging Ltd</i>	GIVEN <i>Imaging Ltd</i>	<i>Jinshan Science and Technology Company</i>	<i>Olympus</i>	<i>Intramedic</i>
País de Criação	Israel	Israel	Israel	China	Japão	Coreia
Aprovação para uso	FDA 2001		FDA 2004	2005 Uso restrito em algumas zonas da Ásia e Europa	FDA 2007	CE 2007
Peso (g)	>4			>6	3.8	3.4
Comprimento (mm)	26	31.5	26	27.9	26	24
Diâmetro (mm)	11	11.6	11	13	11	11
<i>Frames</i> (imagens/segundo)	2	4 estacionária 35 em movimento	18	2	2	3
Campo de visão (graus)	156	172	156	140	145	150
Bateria (horas)	8	10	1/2	6-8	8	11
Sensor de Imagem	CMOS			CCD	CCD	CCD
Iluminação	6 LEDs brancos	4 LEDs brancos	4 LEDs brancos	NA	6 LEDs brancos	6 LEDs brancos
Visualização Tempo-real (RT)	Visualização RT			Monitorização RT	Visualização VE-1	Micro visualização

A matriz de sensores colocada no abdómen do paciente permite o cálculo da posição exata da cápsula, possibilitando a análise e o acompanhamento da sua trajetória por parte do clínico, através do monitor da estação de trabalho. Tal facto é possível graças ao método de triangulação de sinal recebido entre 3 ou mais antenas. Estas imagens e todos os conteúdos armazenados no sistema de gravação são descarregados após o termino do exame, para um computador onde serão posteriormente analisados com a ajuda de diversos *softwares* de análise, disponibilizados por cada entidade para cada uma das cápsulas. São exemplos de *softwares*, o *Capview*, o *Rapid software* (desenvolvido pela *GIVEN Imaging*) e o *EndoCapsule Olympus software*. Na Fig. 3.4, poder-se-á observar o sistema completo de aquisição de imagem da *GIVEN Imaging*. [19, 20, 18].

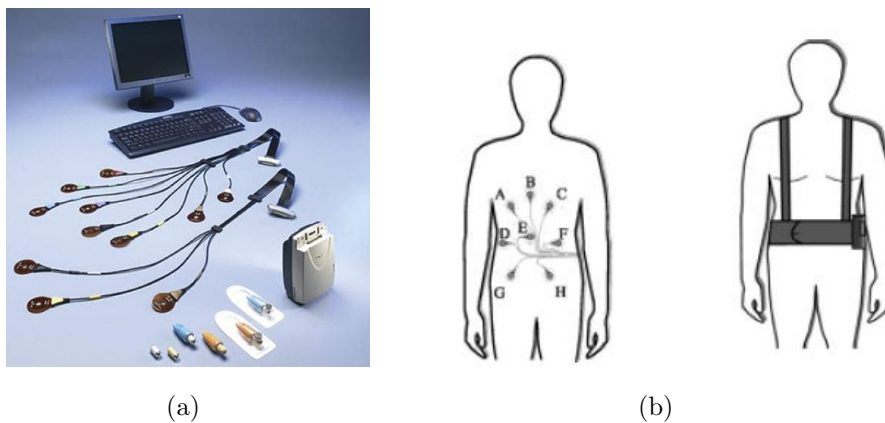


Fig. 3.4: (a) Sistema completo de aquisição de imagem apresentado pela empresa *GIVEN Imaging Ltd*, (b) Localização das antenas e dispositivo de armazenamento [25].

Normas e *Standards*

Para que a segurança do paciente esteja sempre salvaguardada perante a utilização de qualquer dispositivo médico, é necessário que estes correspondam a um conjunto de normas que garantam a qualidade e a segurança do dispositivo. A primeira CE, lançada pela *GIVEN Imaging*, foi aprovada pela FDA em 2001, e possui a marcação CE³. O Decreto-Lei n^o273/95 evidencia as normas que os dispositivos deverão respeitar para que possuam a marcação CE³, garantindo assim a qualidade e segurança pretendida para que o dispositivo seja lançado. Adicionalmente, as normas IEC 60601 devem ser consideradas com o objetivo de garantir a segurança dos equipamentos elétricos usados no contato com o organismo, uma vez que são utilizados eletrodos no exame e a CE também é constituída por material elétrico no seu interior. Assim, e para que qualquer dispositivo médico possa ser comercializado na

Europa, necessita de ter a marcação CE³. O mesmo se passa no Japão, necessitando da aprovação da PMDA, no Brasil, da aprovação da agência nacional de vigilância sanitária (ANVISA) [25].

Vantagens e Desvantagens da Endoscopia por Cápsula

Como todas as técnicas, a endoscopia por cápsula apresenta vantagens e desvantagens, como se pode observar na tabela 3.2.

Tab. 3.2: Vantagens e Desvantagens da Endoscopia por Cápsula.

Endoscopia por Cápsula	
Vantagens	Desvantagens
Minimamente invasivo	Tempo de bateria limitado
Sem necessidade de sedação ou anestesia. Visualização direta da mucosa	Incapacidade de controlo do movimento, impossibilitando a observação de uma determinada área durante algum tempo
Visualização completa do TGI, incluindo o intestino delgado	Possibilidade de ocorrência de problemas técnicos
Confiável	Qualidade da imagem inferior face à endoscopia tradicional
Seguro	Captação de ruído nas imagens devido à sua forma de deslocação
Capacidade de deteção de anomalias de dimensões reduzidas	

Uma das maiores limitações da CE, dificultando os exames de diagnóstico, é o facto de as baterias serem de curta duração. Esta limitação poderá provocar o término antecipado do exame, sem que a cápsula tenha percorrido todo o TGI. Para além dessa limitação, é necessário ter em atenção o tempo necessário para que ocorra o esvaziamento gástrico, pois caso o estômago não esteja totalmente limpo,

a passagem da CE é dificultada ou impedida. Assim, estes fatores contribuirão para a taxa de insucesso da utilização da cápsula e, conseqüentemente, uma análise incompleta do TGI, levando a que uma parte do intestino não seja avaliado [26].

Relativamente às contraindicações, a CE não deverá ser utilizada em paciente com problemas de deglutição, com estenoses ou obstruções intestinais conhecidas. Caso seja necessário complementar o diagnóstico com uma ressonância magnética, esta apenas poderá ser realizada após a expulsão do dispositivo do organismo. O potencial de interferência com o *pacemaker*, ainda constitui uma dificuldade acrescida para os fabricantes [16, 8, 27].

3.1.2 Tecnologia NBI

A tecnologia NBI corresponde a um marco importante no avanço da tecnologia da endoscopia. O primeiro sistema endoscópico, comercialmente disponível, com iluminação NBI surgiu em 2005 e foi desenvolvido pela empresa *Olympus* em 1999 [28]. O NBI é uma tecnologia de imagem ótica que melhora a visibilidade dos vasos sanguíneos e outros tecidos de uma superfície mucosa. Esta tecnologia é considerada não invasiva e surge da necessidade de detecção de lesões invisíveis pela luz branca. A Fig. 3.5 ilustra as diferenças observadas nas imagens provenientes de endoscopia tradicional obtidas através da luz branca e através da tecnologia NBI.

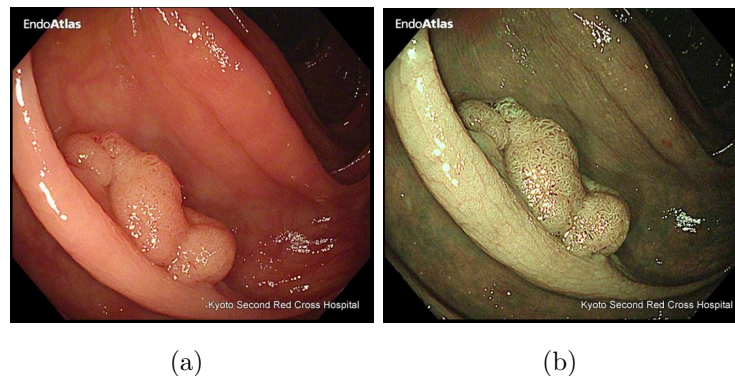


Fig. 3.5: Diferenças entre as imagens provenientes de endoscopia tradicional obtidas através da luz branca e através da tecnologia NBI: (a) Imagem adquirida com luz branca, (b) Imagem adquirida com a tecnologia NBI.

Ao contrário do processamento de imagem convencional, a tecnologia NBI realça a imagem obtida através de filtros de luz. Na Fig. 3.6 é possível observar o mecanismo de funcionamento desta tecnologia. Resumidamente, a luz visível pelo olho humano é composta por uma gama restrita de comprimentos de onda que começa na radiação

eletromagnética até à radiação infravermelha ou ultravioleta. Quando a luz incide no tecido, parte desta luz é refletida na superfície e outra parte se dispersa nele. A luz vermelha, uma vez que apresenta um comprimento de onda longo, dispersa-se profundamente, por outro lado, a luz azul, uma vez que o seu comprimento de onda é curto, dispersa-se com menor profundidade. Este é o princípio físico pelo qual a tecnologia NBI se guia, ou seja, a profundidade de penetração da onda de luz nos tecidos é diretamente proporcional ao seu comprimento de onda. Deste modo, quanto maior o comprimento de onda, maior a penetração nos tecidos [28]. Parte da luz dispersa é absorvida pelo sangue sendo a coloração da mucosa determinada principalmente pela hemoglobina, visto que a maioria dos componentes da mucosa gastrointestinal (células e tecido conjuntivo) não apresentam cor. A interação entre luz e tecido é caracterizada pela hemoglobina que absorve intensamente a luz azul e verde. O NBI baseia-se nesta ideia e foi desenvolvido para destacar os vasos sanguíneos e não para produzir as suas cores naturais.

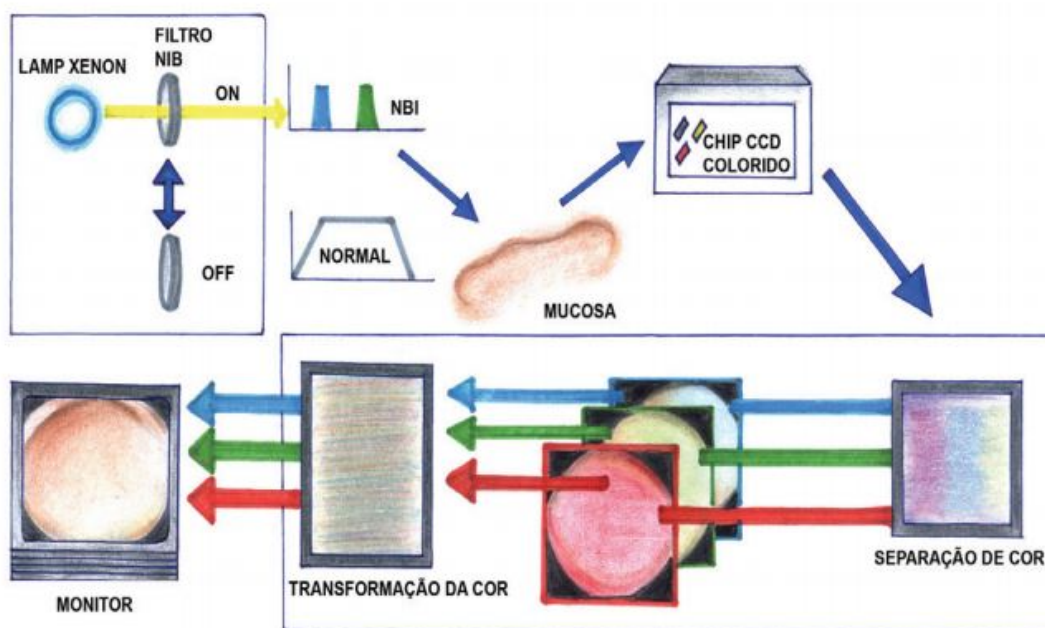


Fig. 3.6: Esquema representativo da tecnologia NBI [28].

A aplicação de bandas espectrais específicas, fortemente absorvidas pela hemoglobina, permitem realçar os vasos subjacentes da mucosa, que apresentam diferentes padrões na presença de patologias. Determinadas lesões tornam-se mais perceptíveis quando iluminadas por estes comprimentos de onda (verde e azul).

Atualmente existem dois modelos diferentes com formas de funcionamento distintas: um deles tem um sistema de iluminação RGB sequencial que utiliza três filtros óticos de banda larga que cobrem todos os comprimentos de onda do espectro visível e permitem iluminar a mucosa alternadamente para cada uma das bandas; o outro usa um CCD com pequenos filtros de cor em cada *pixel*. A fonte de luz é uma lâmpada de xénon em ambos os modelos. Esta tecnologia apresenta a desvantagem da imagem ficar escura e impossibilitar a identificação de alterações de cor e morfologia das lesões quando localizadas à distância do endoscópio.

Para criar imagens a partir da tecnologia NBI, é necessário a aplicação de um filtro ótico que divide a luz emitida pela lâmpada de xénon de forma a criar iluminação com bandas estreitas e picos de emissão espectral entre os 415 e 540 nm. Estes irão incidir sobre a mucosa e, aquando da sua desativação, o filtro ótico é removido da frente da luz. No modelo com sistema de iluminação RGB sequencial, o filtro é colocado entre a fonte de luz e o filtro RGB e, desta forma, a iluminação passa apenas nos filtros B (*blue*) e G (*green*). No outro modelo, o filtro é colocado no percurso da luz branca e deste modo são produzidas duas imagens, uma azul e outra verde. Contudo, para criar uma imagem a cores, são necessárias três imagens para serem acondicionadas nos canais R (*red*), G (*green*) e B (*blue*) do CCD. Assim, o feixe de 415 nm é atribuído aos canais B e G, para que os vasos sanguíneos na superfície da mucosa sejam representados com uma cor acastanhada, enquanto que o feixe de 540 nm é atribuído ao canal R de modo que os vasos mais profundos surjam em ciano.

A iluminação azul, com comprimento de onda de 415 nm, corresponde ao pico principal de absorção de luz da hemoglobina. Esta penetra apenas as camadas superficiais da mucosa mostrando-se acastanhada na imagem de vídeo. Este comprimento de onda é particularmente útil para a deteção de tumores, os quais são muitas vezes altamente vascularizados. Em contrapartida, a iluminação verde, com comprimento de onda 540 nm, corresponde ao pico secundário de absorção da hemoglobina e realça os vasos sub-epiteliais, uma vez que penetra mais profundamente do que a luz azul. Considerando que as lesões pré-cancerígenas se desenvolvem na camada mais superficial da mucosa gastrointestinal alterando a estrutura dos vasos sanguíneos nesta zona, a aplicação de comprimentos de onda superiores, na gama no vermelho, não traria vantagens a nível de diagnóstico. No caso de surgir sangramento durante o exame endoscópico, este surgirá a preto na imagem NBI, pois a luz nos comprimentos de onda aplicados é totalmente absorvida pelo sangue, ou seja não há reflexão [29, 30, 28].

Em suma, esta tecnologia é essencial na endoscopia tradicional uma vez que

melhora a visibilidade dos vasos sanguíneos, tornando-se numa excelente ferramenta para o diagnóstico atempado de carcinomas. Como já referido anteriormente, o comprimento de onda mais curto, 415 nm, penetra apenas as camadas superficiais da mucosa, sendo particularmente útil para a deteção de tumores, os quais são muitas vezes altamente vascularizados. Por outro lado, o comprimento de onda mais longo, 540 nm, penetra as camadas mais fundas da mucosa, possibilitando uma melhor compreensão da vascularização de lesões suspeitas. Assim é bastante útil fazer o estudo de segmentação da vascularização a fim de ajudar no diagnóstico de patologias. O projeto *PhotonicPill* já referenciado, pretende associar as vantagens da CE com os benefícios desta tecnologia criando uma CE que utilize a tecnologia NBI.

3.2 Processamento Digital de Imagem

O processamento digital de imagens (PDI) é uma área da indústria médica de importância crescente. O PDI consiste na manipulação de uma imagem por computador de modo a que a entrada e a saída do processo sejam ambos constituídos por uma imagem [31]. Portanto, uma imagem digital pode ser vista como uma matriz cujas linhas e colunas identificam um determinado ponto da imagem. Cada ponto é expresso pelo produto de duas variáveis: a iluminância ($i(x,y)$), quantidade de luz incidente no ponto e a refletância ($r(x,y)$), quantidade de luz refletida pelo objeto no ponto. Assim, nas Eq. 3.1 e Eq. 3.2 [32], estão presentes as equações referentes à imagem:

$$f(x, y) = i(x, y), r(x, y) \quad (3.1)$$

Onde:

$$0 < i(x, y) < \infty \text{ e } 0 < r(x, y) < 1 \text{ e } 0 < f(x, y) < \infty \quad (3.2)$$

O PDI direcionado ao ramo da medicina tem sofrido grandes avanços em diversas áreas da saúde devido à importância que estas têm na deteção de patologias, contribuindo para um aumento na eficiência do diagnóstico e conseqüentemente uma diminuição do erro humano. Este processamento baseia-se na aplicação de fórmulas matemáticas e probabilísticas, as quais são aplicadas nos valores de cada *pixel* (elemento básico que forma as imagens) a fim de transformar uma imagem real capturada por um determinado equipamento, em imagem digital, a fim de facilitar a

identificação da anomalia [33].

3.2.1 Passos Fundamentais Utilizados no PDI

Normalmente, os métodos de PDI seguem uma determinada ordem, conforme é ilustrado na Fig. 3.7:



Fig. 3.7: Passos fundamentais utilizados no PDI.

Pré-Processamento

Antes de realizar qualquer técnica de análise de imagem, é normalmente necessário restaurar e/ou realçar as imagens originais de forma a obter resultados mais precisos, ou seja, é necessário fazer um pré-processamento da imagem. Para tal, são realizadas operações de intensidade, operações locais e operações morfológicas, de maneira a melhorar a qualidade dos dados representados nas imagens a serem analisadas.

- Operadores de Intensidade: são exemplos a equalização e expansão do histograma;
- Operações locais: são exemplos o filtro média, mediana, *gaussiano*, mínimo e máximo, *laplaciano*, *high-boost* e *unsharp*;
- Operações morfológicas: principais operações são a erosão e a dilatação e algumas das suas combinações, como a abertura (erosão seguida de uma dilatação)

e o fecho (dilatação seguida de uma erosão);

O pré-processamento tem bastantes finalidades, entre as quais, o melhoramento de contraste e brilho da imagem, normalização da gama de valores de intensidade, remoção do ruído, deteção de regiões de interesse (realçando atributos essenciais do objeto e removendo detalhes irrelevantes e artefactos), descorrelação e codificação das informações para transmissão de imagem, amostragem dos *pixels* numa nova escala, extração de características da imagem para posterior segmentação, entre outras funcionalidades [34].

Segmentação

A segmentação da imagem é uma das tarefas mais importantes para a análise do objeto. Ao aplicar a segmentação, pretende-se dividir uma imagem de entrada em diversas partes para uma melhor caracterização das regiões de interesse. O seu principal objetivo consiste em identificar as regiões de uma imagem que possuam uma correlação forte com objetos ou regiões do mundo real. É na etapa de segmentação que são definidas as regiões de interesse para posterior processamento e análise. Como consequência, qualquer erro ou distorção efetuada nesta etapa, refletir-se-á nas etapas seguintes, colaborando para um resultado final indesejado e contribuindo de forma negativa para a eficiência de todo o processamento.

Assim, e para que se consiga obter um conjunto de regiões disjuntas que correspondam a objetos representados na imagem inicial, é frequentemente necessário um processamento de alto nível que contenha informação específica do problema. Caso contrário, poder-se-á obter uma segmentação parcial em que as regiões obtidas não correspondam diretamente a objetos na imagem. Porém existem várias situações de segmentação que podem ser resolvidas usando processamento de baixo nível, isto é, técnicas elementares de segmentação. Nestes casos, as imagens contêm objetos com contraste localizado sob um fundo uniforme. Nesta situação, pode-se usar um critério global, como um *threshold*, obtendo uma segmentação completa da imagem em objetos e fundo da imagem [34].

Os métodos de segmentação de baixo nível podem ser divididos em três categorias, de acordo com as suas características:

1. Segmentação baseado no histograma: depende do conhecimento global das propriedades da imagem. Este critério é o mais simples e consiste na aplicação de um *threshold* a uma imagem. Muitos objetos ou regiões em imagens são

caraterizados pela sua capacidade de reflexão ou absorção de luz nas suas superfícies, correspondendo a cores ou a níveis de cinzento na imagem. Pode ser determinada uma constante associada a estes níveis, ou seja, um *threshold*. O valor de *threshold* é bastante importante para o sucesso de uma segmentação desta natureza;

2. Segmentação baseado em contornos: determinados por mudanças bruscas de intensidade. Utiliza os contornos extraídos de uma imagem, por um processo de deteção de contornos que correspondem a descontinuidades em níveis de cinzento, cor, textura, etc. Nesta segmentação, podem estar inseridos uma grande variedade de operadores de deteção de contornos, como o gradiente, operador de *Roberts*, operador de *Sobel*, operador de *Prewitt*, operador de *Canny*, entre outros. O objetivo final é agrupar contornos locais numa imagem onde existe somente conjuntos de contornos que possuam uma correspondência para objetos ou partes de imagem. O principal problema nesta segmentação é a presença de contornos onde não existe fronteira do objeto (falsos contorno). É necessário que o operador de deteção de contornos seja suficientemente flexível para não classificar como contornos as fronteiras das áreas de fundo, quando estas estão influenciadas pelo ruído;
3. Segmentação baseado em regiões: usando uma metodologia de subdivisão da imagem em regiões de acordo com um critério pré-definido. Enquanto o objetivo dos métodos de segmentação baseados em contornos consiste em encontrar as fronteiras entre regiões, os métodos baseados em regiões identificam diretamente essas regiões. A Fig. 3.8, ilustra um exemplo prático da diferença entre estas segmentações.

É fácil construir regiões a partir de fronteiras sendo igualmente fácil detetar fronteiras a partir de regiões. No entanto, o resultado da segmentação de métodos baseados em contornos e métodos baseados em regiões não é, em geral, o mesmo, sendo uma boa estratégia a combinação dos dois métodos. Os métodos de segmentação baseados em regiões, podem usar técnicas de crescimento de região, anexação de regiões, separação de regiões ou ainda uma combinação de outras técnicas [34].

Representação e Descrição

A representação dos dados consiste nas várias formas de armazenar a fronteira e o interior do objeto segmentado. Portanto, está normalmente associada ao resultado

da segmentação e contém informação sobre a forma e a topologia dos objetos. Em contrapartida, a descrição é a seleção de características ou atributos que irão resultar em informações quantitativas de interesse, possibilitando diferenciar uma classe de outras classes de objetos [35].

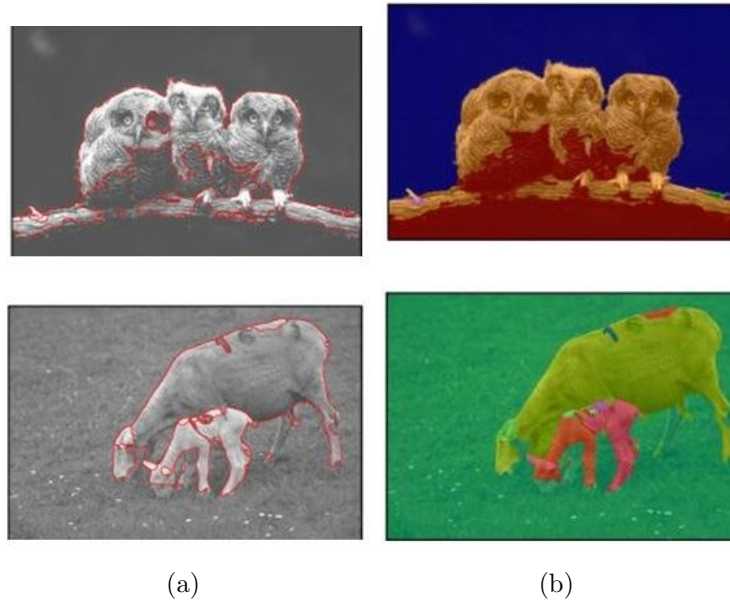


Fig. 3.8: (a) Segmentação baseada em contornos, (b) Segmentação baseada em regiões [36].

Reconhecimento e Interpretação

Com base na descrição, o reconhecimento associa um rótulo a cada objeto segmentado enquanto a interpretação associa um significado ao conjunto de objetos segmentados [35].

Base de Conhecimento

Refere-se ao conhecimento do problema a ser resolvido. A base de conhecimento deve guiar o funcionamento de cada etapa anteriormente referida e permitir a realimentação entre elas [35].

3.2.2 Investigações Desenvolvidas por Outros Autores

A endoscopia por cápsula é um procedimento amplamente difundido e utilizado para inspecionar e analisar as cavidades internas do TGI. O desenvolvimento e o

contínuo aperfeiçoamento desta técnica possibilita a aquisição de imagens e vídeo com melhor resolução e melhor qualidade de imagem, permitindo o aparecimento de uma nova área de desenvolvimento de sistemas de suporte ao diagnóstico médico assistido por computador. Estes sistemas pretendem ajudar os clínicos a identificar possíveis anomalias de forma mais eficaz, precisa e atempada.

Existem hoje em dia, em termos tecnológicos, diversas soluções que permitem melhorar o desempenho dos gastroenterologistas, e ao mesmo tempo explorar diferentes soluções ao nível da análise de imagem e diagnóstico assistido por computador. Os objetivos deste projeto prendem-se pelo desenvolvimento de um sistema de apoio à decisão médica associado à deteção de hemorragias, pólipos e vascularização. De seguida será apresentado uma breve compilação de alguns trabalhos de estado de arte desenvolvidos para a deteção destas anomalias assim como o estado de arte da aplicação da tecnologia de NBI até ao momento.

Deteção de hemorragias

As imagens adquiridas por endoscopia por cápsula possuem zonas consideradas como inválidas, isto é, zonas sem informação útil para o diagnóstico desejado. Estas zonas, para além da zona negra que rodeia a imagem propriamente dita, correspondem às zonas escuras encontradas na imagem devido a diversos fatores como a fraca iluminação, regiões com texto impresso e regiões de reflexão de luz. Para que seja possível a deteção de qualquer anomalia proveniente de uma imagem de CE (deteção de hemorragias, pólipos, entre outros), é essencial a remoção ou melhoramento dessas zonas. As zonas de reflexão de luz produzem na imagem regiões com elevada intensidade e podem produzir resultados defeituosos durante o processamento e análise de imagem, podendo salientar zonas irrelevantes para o estudo e ignorar zonas relevantes.

A abordagem proposta por *Park et al.* [37], *Penna et al.* [38], passa pela transformação do modelo de cores RGB para HSV, uma vez que os níveis que pretendem explorar são os canais de matiz (H), saturação (S) e valor (V). Posteriormente, *Park et al.* [37] utilizaram a técnica de deteção para segmentar a zona de interesse utilizando a função ‘*EdgeDetection*’ do *Matlab*, o filtro *gaussiano* e o filtro *canny*. À semelhança do anterior, *Penna et al.* [38], utilizaram a função ‘*Mumford-Shah(MS)*’ do *Matlab*, que permite a junção entre a suavização e a função ‘*edgeDetection*’ do *Matlab* uma vez que estas funções obtêm um melhor desempenho juntas do que separadas. Por outro lado, a abordagem proposta por *Pan et al.* [39], para a deteção

das regiões de interesse baseia-se na inspeção do histograma da imagem obtida pelos componentes de H, S e intensidade (I), do espaço de cor HSI. *Pan et al.* [39] utilizando o algoritmo estatístico *Probabilistic Neural Networking* (PNN) e a etapa de tratamento ou reconstrução das regiões de interesse, baseiam-se num processo recursivo dos valores de *pixel* do modelo RGB juntamente com os valores de *pixel* do modelo HSI. Em alternativa, *Mackiewicz et al.* [40] utilizaram o histograma para extrair as características da hemorragia e utilizaram *Support Vector Classification* (SVC) para fazer o reconhecimento hemorrágico nas imagens de CE. Segundo *Hwang et al.* [41], o algoritmo de *clustering Expectation Maximization* (EM) é essencial para treinar um modelo de probabilidades para os *pixels* sem hemorragia e para os *pixels* com hemorragia.

De um modo geral, a seguir ao pré-processamento e à deteção das características, 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.

Detecção de pólipos

Os estudos de investigação ao nível de desenvolvimento de um sistema de apoio à decisão médica associados à deteção de pólipos têm vindo a ser desenvolvidos nas últimas décadas. Um sistema de apoio à decisão baseado na endoscopia por cápsula obedece a uma sequência típica de sistemas de diagnóstico assistido por computador. Como referido anteriormente, as imagens são normalmente sujeitas a um pré-processamento para eliminação de ruído e outros artefactos. Cada investigador necessitou de extrair características fulcrais para o desenvolvimento de cada um dos métodos de seguida referidos. 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. Assim, são salientadas características associadas à forma, geometria e à textura [42, 43, 44, 45, 46, 47, 48]. Nas características associadas à forma, estas visam ajustar formas típicas de pólipos às regiões de interesse da imagem, aplicando curvaturas médias e gaussianas [42, 45, 44] e aplicando a classificação *k-nearest neighbors* (K-NN) [46]. Em contrapartida, os estudos que se baseiam na geometria procuram separar as zonas de relevo das sem relevo [45]. Entre os estudos existentes baseados em análise de textura, as metodologias utilizadas variam entre a transformada inversa de *wavelet* [47], filtros *gabor* [42], filtros de contorno como o *edge* e o *canny* [42]. O método proposto pelos autores

Mamonov et al. [48], baseou-se no classificador binário tendo em consideração a análise geométrica e a textura, sendo que a análise geométrica é parte da segmentação de uma imagem tendo em consideração filtros passa-médio. Por outro lado *Barbosa et al.* [47] basearam-se na modelação estatística recorrendo à extração de medidas texturais de segunda ordem. Para fazer a junção da não gaussianidade com a medida de textura de segunda ordem, foram usados momentos de ordem superior. Esses momentos estáticos foram retirados a partir de escala de cor de duas dimensões, onde são consideradas duas diferentes escalas. Os momentos de segunda ordem e de ordem mais alta das medidas de textura, são computorizados através da transformada inversa de *wavelet*. Cotilho [42] inicializou o seu método fazendo um pré processamento inicial a fim de salientar a sua região de interesse a detetar. De seguida obteve a curva média e a curva gaussiana, sendo que, a função P posteriormente criada baseia-se na informação retirada a partir das funções de curva média e curva gaussiana. Posteriormente utilizou o método *canny* assim como algumas operações morfológicas a fim de detetar os contornos dos pólipos. *Alexandre et al.* [44], para além de recorrerem ao pré-processamento tradicional, aplicaram um algoritmo de extração de características e, utilizaram posteriormente a técnica de classificação *Support Vector Machines* (SVM) para a deteção de pólipos. *Hwang et al.* [43] utilizaram o método de segmentação de *watershed* juntamente com o método baseado no filtro *gabor* e a classificação *K-means*.

Aplicabilidade da Tecnologia NBI

Como referido na seção 3.1.2, a tecnologia NBI surgiu para melhorar a deteção da vascularização da mucosa. Esta tecnologia é aplicada na endoscopia, sendo assim maioritariamente utilizada ao longo do TGI. A tecnologia NBI já foi utilizada para deteção de pólipos e distinção entre eles. Estudos recentes mostraram que é possível distinguir dois tipos de pólipos através da sua vascularização, sendo que os adenomas contêm uma enorme quantidade de capilares de vasos sanguíneos na superfície, enquanto que os hiperplásicos mostram apenas alguns desses capilares, como se pode verificar na Fig. 3.9 [49]. Para além da deteção e segmentação de pólipos [50, 51], estudos como *Stehle et al.* [49], revelaram que este método pode também ser útil para o diagnóstico de cancro na cavidade oral.

Esta tecnologia provou ter também uma aplicação importante em casos de deteção de zonas de lesão na laringe [49], no diagnóstico da doença do refluxo gastroesofágico [28]. Por outro lado, apresenta uma grande utilidade na avaliação do

impacto do NBI em exames de cistoscopia em casos de cancro de bexiga e comparar os resultados com os exames normais de cistoscopia que utilizam luz branca [30]. *Tseng et al.* [52] acrescentaram que quando se utiliza a tecnologia NBI aplicada a tecidos amplificados os resultados obtidos são mais favoráveis.

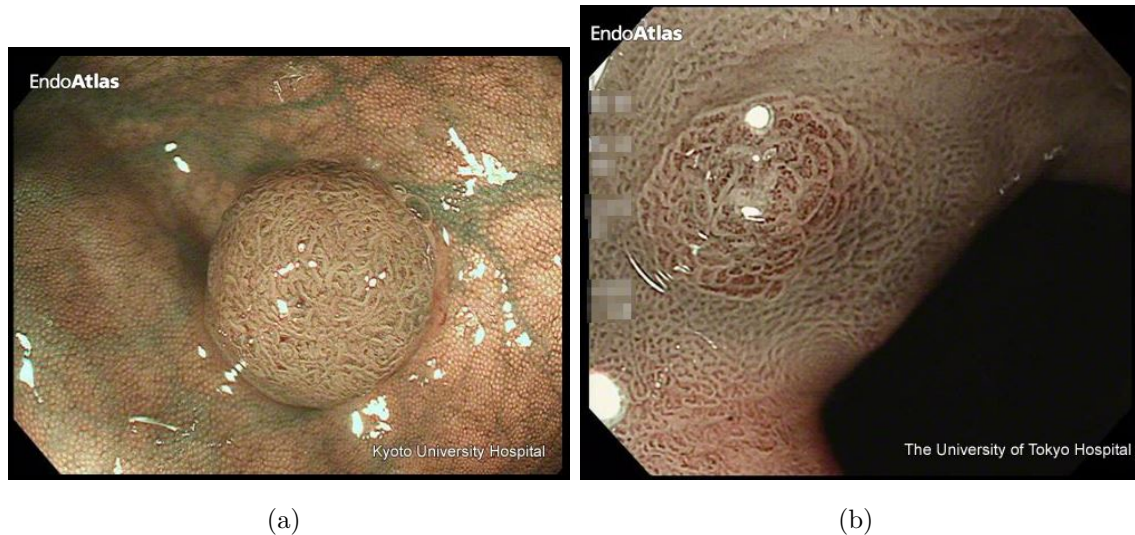


Fig. 3.9: Diferença entre pólipos Adenoma e Hiperplásicos: (a) Pólipo Adenoma, (b) Pólipo hiperplásico.

3.3 Conclusão do Capítulo

A endoscopia por cápsula surgiu a fim de contrariar todas as desvantagens associadas à endoscopia tradicional. É essencial para o paciente e principalmente para o clínico, a compreensão do mecanismo de funcionamento desta nova técnica, assim como todas as vantagens associadas à endoscopia por cápsula, desde o facto de esta tecnologia não ser invasiva ao facto de permitir a visualização e análise de todo o TGI. É igualmente importante para o clínico compreender todo o procedimento envolvente na utilização desta técnica a fim de a recomendar ao paciente.

Numa segunda fase deste capítulo, é feita uma perceção dos passos fundamentais utilizados no processamento de imagens a fim de compreender o trabalho desenvolvido por outros autores/investigadores em temáticas relacionadas como a deteção de hemorragias, pólipos e vascularização. É de igual importância compreender os avanços da tecnologia de imagem ótica associados a aplicações direcionadas à saúde. A implementação da tecnologia NBI contribuiu para uma magnificação de imagens, por isso foi incluído neste estado de arte um estudo dos métodos/tecnologias com

grande potencial nesta área. Esta magnificação aumenta a precisão do diagnóstico, uma vez que permite a visualização pormenorizada do padrão dos vasos capilares e intracapilares da mucosa. É também essencial a pesquisa, a análise e a compreensão de vários trabalhos elaborados por outros investigadores em estudos semelhantes a fim de perceber quais as melhores metodologias a adotar e quais as metodologias a não seguir.

Métodos de Detecção

Neste capítulo, numa primeira fase, far-se-á referência a todas as bases de dados *online* que contribuíram para o desenvolvimento deste projeto. Seguidamente será feita uma apresentação detalhada da construção e implementação dos vários algoritmos relativamente à deteção de hemorragia, pólipos e vascularização (recorrendo à tecnologia NBI), assim como uma pequena abordagem a alguns dos métodos intermédios relevantes, porém mal sucedidos.

4.1 Conjunto de Dados

A realização deste projeto depende diretamente da disponibilidade *online* de imagens captadas em exames de endoscopia por cápsula, uma vez que a aquisição de imagens em ambiente médico nem sempre é fácil de adquirir. Contudo, para a realização deste projeto foram utilizadas 110 imagens de diagnóstico conhecido provenientes de endoscopia por cápsula retiradas de diferentes bases de dados *online* a fim de testar a *performance* dos métodos posteriormente criados. As bases de dados *online* são bastante importantes no armazenamento das imagens captadas pela cápsula endoscópica ao longo do TGI. Estas disponibilizam os dados necessários para a possível implementação de algoritmos que permitam o melhoramento de imagens, a fim de ajudar na rápida e precisa deteção de anomalias pelos profissionais de saúde. As bases de dados que auxiliaram na recolha de imagens para este estudo foram a ‘*CapsuleEndoscopy*’¹ e a ‘*EndoAtlas*’² pois possuíam bastantes imagens de endoscopia por cápsula. Por outro lado, as bases de dados ‘*Edoscopic*

¹ <http://www.capsuleendoscopy.org>

² <http://www.endoatlas.com>

Atlas' ³, *'Interactive Atlas of Gastrointestinal Endoscopy: by: Edgar Jaramillo'* ⁴ e *'kolumbus.fi'* ⁵ também foram úteis, no entanto contêm maioritariamente imagens de endoscopia tradicional e colonoscopia. Relativamente à tecnologia NBI, foram utilizadas 55 imagens de endoscopia tradicional extraídas maioritariamente da base de dados *online 'EndoAtlas'* ⁶ disponibilizado pela empresa *GIVEN Imaging*. Em termos de resolução, as imagens utilizadas para a deteção de hemorragia apresentam valores entre os 288x288 *pixels* e os 648x648 *pixels*, as utilizadas para a deteção de pólipos variam entre os 288x288 *pixels* e os 576x576 *pixels* e finalmente as imagens utilizadas para a tecnologia NBI apresentam valores entre os 265x227 *pixels* e os 534x506 *pixels*, sendo que cada *pixel* é representado por 8 bits. Todas as imagens estão representadas no modelo de cor RGB.

4.2 Métodos

A intensidade de uma imagem proveniente de endoscopia por cápsula varia em função da posição (x,y) de incidência da luz. Se os fótons se encontrarem espalhados, estes serão distribuídos aleatoriamente sobre a imagem, aumentando o brilho de uma componente de ruído e reduzindo assim o contraste [33]. Uma vez que a CE se movimenta através dos movimentos peristálticos, a qualidade e a perfeição da captura da imagem varia consoante a posição exata da cápsula no momento da aquisição da imagem, assim como da incidência da luz na mucosa intestinal.

4.2.1 Deteção de Hemorragia

Um dos aspetos mais relevantes para a deteção de hemorragias é a diferença de cor que esta apresenta no interior do intestino. Apesar de conter em algumas partes da sua constituição, padrões bastante semelhantes e tonalidades idênticas ao tom vermelho, o intestino apresenta também algumas características que permite a sua distinção face à anomalia em estudo. Uma vez que a cor é um dos fatores de extrema importância para a elaboração deste método de deteção de hemorragia, todo o seu processamento irá depender da escolha do espaço de cor, sendo os modelos de cor explorados, o RGB, o HSV e o HSI. É de salientar que, após a captação das imagens através da CE, verifica-se que estas imagens inserem-se no modelo de cor RGB.

³ <http://endoskopiebilder.de>

⁴ <http://www.gastrosource2.com/Atlas.htm>

⁵ <http://www.kolumbus.fi/hans/gastrolab/e000.htm>

⁶ <https://www.endoatlas.net/>

O modelo RGB é um modelo de cor concebido com base nos dispositivos de saída gráfica com três cores primárias: R, G e B, como se pode observar na Fig. 4.1.

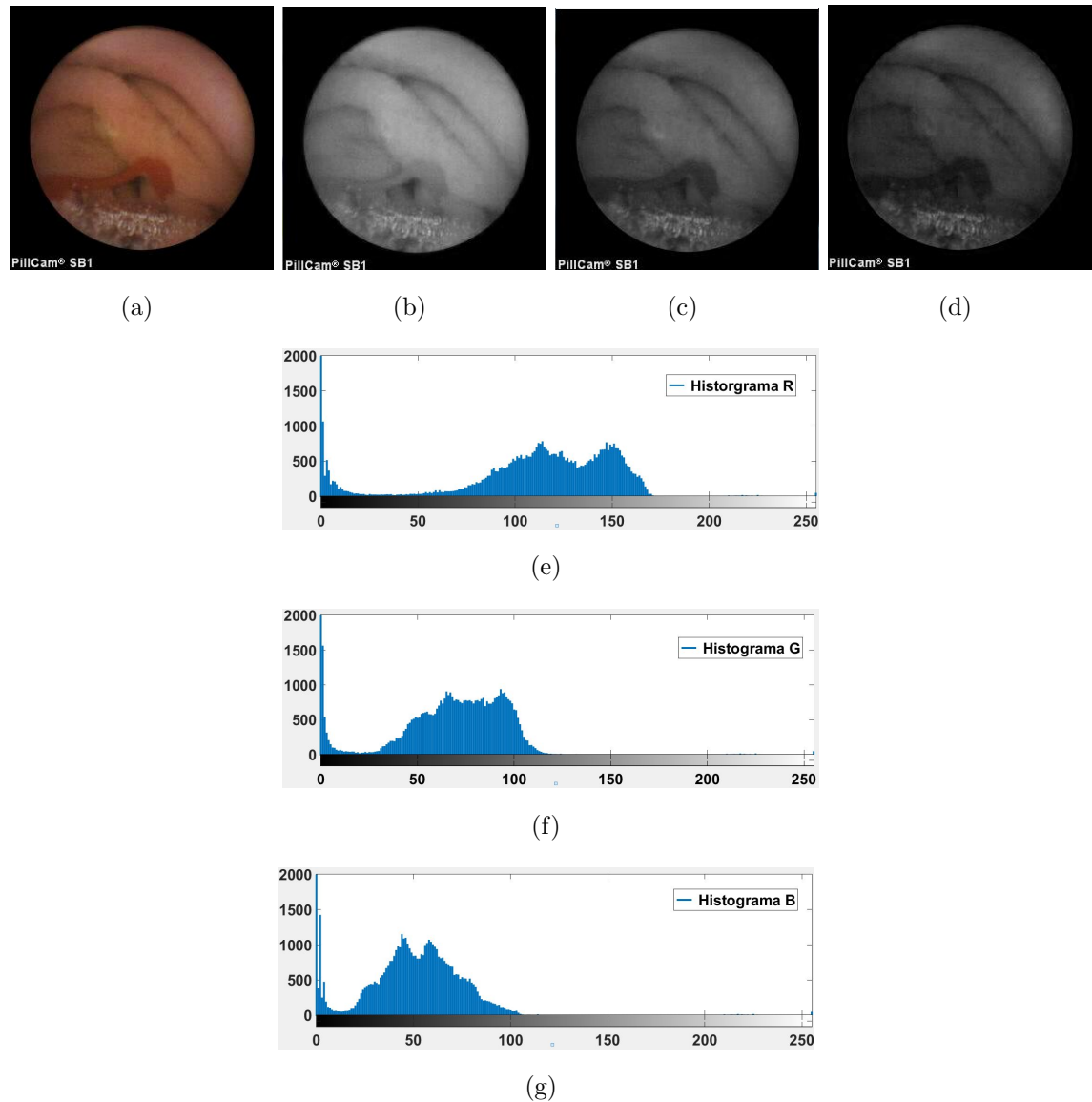


Fig. 4.1: Representação dos três canais de cor do modelo RGB e respectivos histogramas: (a) Imagem original, (b) Canal R, (c) Canal G, (d) Canal B, (e) Histograma correspondente ao canal R, (f) Histograma correspondente ao canal G, (g) Histograma correspondente ao canal B.

Este modelo descreve as cores como resultado da adição das três cores primárias, cada uma delas com uma intensidade que pode variar entre 0 e 255 (ou 0 e 1 quando normalizada), sendo que o 255 (ou 1) corresponde à intensidade máxima e 0 a intensidade mínima. A representação simultânea das três cores primárias de intensidade

máxima representam a cor branca, por outro lado, obtém-se o preto quando todas as cores apresentam intensidade mínima. Os três parâmetros do modelo RGB e as intensidades das três cores primárias do modelo definem um espaço tridimensional com três direções ortogonais (R,G,B). As diversas cores que advêm destas três principais são criadas variando a intensidade de cada uma das cores intervenientes no processo. Normalmente, quando se aplica o modelo RGB, os sistemas gráficos apresentam valores inteiros entre 0 e 255 para exprimir o valor da intensidade de cada componente, em vez de os valores reais normalizados entre 0 e 1. A representação gráfica do histograma é muito importante na visualização da distribuição de intensidades da imagem, uma vez que este agrupa os dados em classes [53].

Outra maneira de caracterizar a cor é segundo o modelo de cor HSV. Este é considerado mais intuitivo do que o modelo RGB uma vez que permite uma melhor descrição da cor. Com estas variáveis (H,S,V), este modelo aproxima-se muito do modelo utilizado em artes visuais que emprega os conceitos qualitativos de matiz, luz e tonalidade. A saturação de uma cor corresponde à quantidade de cor branca que a cor apresenta. Ou seja, uma saturação de 1, significa que a cor é pura (está na periferia), enquanto que uma saturação de 0, significa que a cor é totalmente branca e, neste caso, o valor do parâmetro H é irrelevante. O parâmetro V (valor) corresponde à intensidade da cor e varia entre 0 (intensidade nula, isto é, cor negra em que os valores de H e S são irrelevantes) e 1 (intensidade máxima). Naturalmente, os tons cinzentos encontram-se localizados sobre o eixo da pirâmide onde o valor de H é indiferente [54].

Por fim, outro modelo de cores bastante usual é o modelo de cor HSI. Este modelo tem vantagens humano-intuitivas em processamento de imagem, nomeadamente no realce da imagem, na segmentação, na fusão, na deteção do objeto, no reconhecimento, na deteção de sinal e encontra facilmente problemas ‘fora de gama’, isto é, problemas onde em determinados dispositivos, a cor não pode ser reproduzida. Apesar do modelo HSI não ser uniforme na perceção da cor, é um dos modelos mais populares para o processamento de imagem de cor [54]. A Fig. 4.2 permite visualizar a representação dos três modelos de cor, RGB, HSI e HSV respetivamente.

Para o desenvolvimento do algoritmo associado à deteção de hemorragia foram experimentados vários métodos, tendo em consideração os três modelos de cor referidos. De seguida, serão apresentados os métodos mais relevantes para o estudo, sendo que o primeiro método, baseado na utilização de redes neuronais, não cumpriu com os objetivos e foi portanto necessário apresentar uma alternativa, o método baseado no valor de *threshold* duplo.

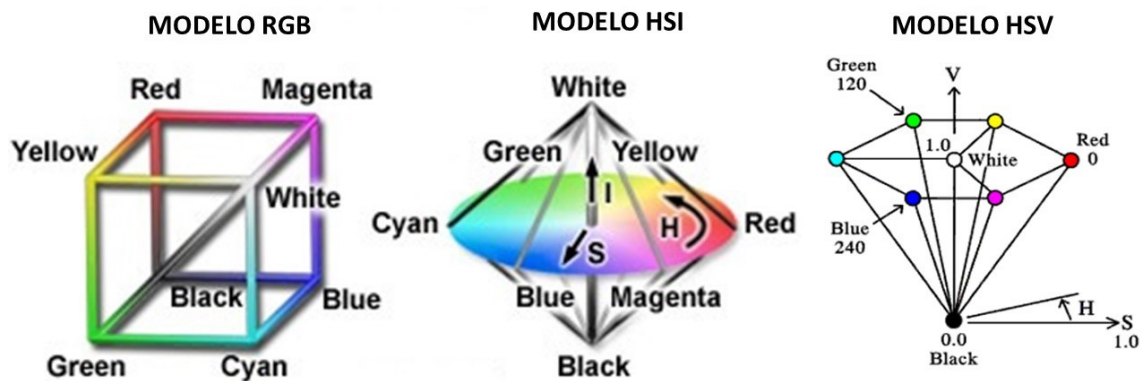


Fig. 4.2: Representação dos três modelos de cor, RGB, HSI e HSV.

Método Baseado na utilização de Redes Neurais

A primeira abordagem do tema baseou-se no método proposto por *Pan et al.* [55], que recorre à utilização de PNN para classificação dos dados. Nesta técnica, o sinal converge da camada de entrada para a camada de saída sem qualquer ligação de 'feedback'. As PNN são constituídas por três camadas, sendo elas a camada de entrada, a camada da função radial e a camada competitiva. Sendo que a camada da função radial calcula a distância do vetor de entrada para o vetor de treino e cria um vetor nos quais os elementos indicam o quão perto a entrada está dos dados de treino. Depois são somadas todas as contribuições para cada classe de dados para produzir um vetor de probabilidades. Posteriormente, a camada competitiva, através da saída da camada anterior, captura o máximo dessas probabilidades, e produz um 1 para essa classe e 0's para as outras classes. A arquitetura deste sistema está representada na Fig. 4.3 [56].

Inicialmente, e em seguimento do trabalho desenvolvido por *Pan et al.* [55], foi feito um pré-processamento para remover os *pixels* mais escuros das imagens a fim de efetuar a remoção do ruído e qualquer artefacto existente. De seguida foi necessário obter dados que irão funcionar como *ground truth*, ou seja, dados classificados a partir dos *pixels* correspondentes à zona de hemorragia em cada imagem, sendo estes dados essenciais para a fase de treino do algoritmo.

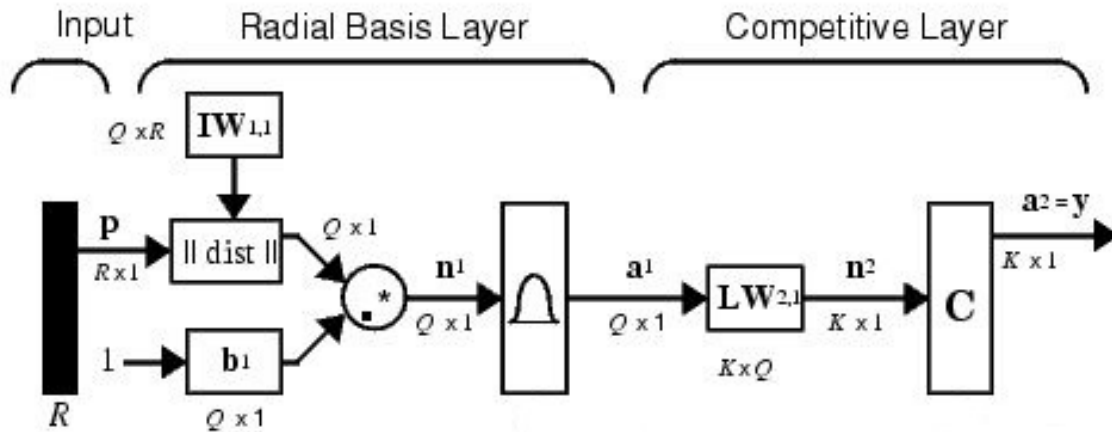


Fig. 4.3: Exemplo de uma PNN. (Adaptado de [56])

A deteção exata dos *pixels* pertencentes à zona de hemorragia foi feita a partir da segmentação manual, pois a zona correspondente à hemorragia é de fácil deteção, uma vez que, a saturação da cor é bastante evidente nas zonas hemorrágicas. As imagens em tons de cinzento mostram que as regiões que correspondem à hemorragia apresentam uma intensidade de cinzento baixa, enquanto que nas zonas sem hemorragia o mesmo não se verifica. Uma vez que a saturação nas regiões sem hemorragia é baixa, a cor dessas regiões apresenta mais luz branca. Por outro lado, nas zonas correspondentes à hemorragia, a saturação é elevada e, conseqüentemente, a intensidade de cinzento é baixa em relação às regiões sem hemorragia. Para a tentativa de desenvolvimento deste algoritmo, foram utilizados dois dos vários modelos de cor existentes, o RGB e o HSI. Para cada imagem, os valores de todos os *pixels* do espaço de cor RGB e HSI foram selecionados para compor um vetor de cor 6D característico, $\mathbf{x}=(R,G,B,H,S,I)$. De seguida, para a fase de treino do classificador PNN foram utilizados o conjunto de *pixels* de duas imagens cujas características de cor eram bastante evidentes e com classificação conhecida dos *pixels* correspondentes à zona de hemorragia. Assim, o objetivo seria obter um modelo de classificação de duas classes, em que os dados poderão ser classificados como portadores ou não portadores de hemorragia. Para a fase de teste foi obtido o vetor característico semelhante das restantes imagens. Estes dados foram agrupados em diferentes grupos do mesmo tamanho para testar o modelo. De seguida, foi feito o teste de classificação para cada um destes grupos. Após cada teste, os dados mal classificados são adicionados ao vetor de treino para voltar a retreinar o modelo PNN de forma iterativa, até que o vetor englobe os *pixels* mal classificados.

Na seção 5.2, serão apresentados todos os resultados e razões pelo qual este

método não foi bem sucedido.

Método Baseado no Valor de *Threshold* Duplo

Como se pode visualizar, a Fig. 4.4 pretende apresentar de forma esquemática e simplificada os principais passos do desenvolvimento deste método.

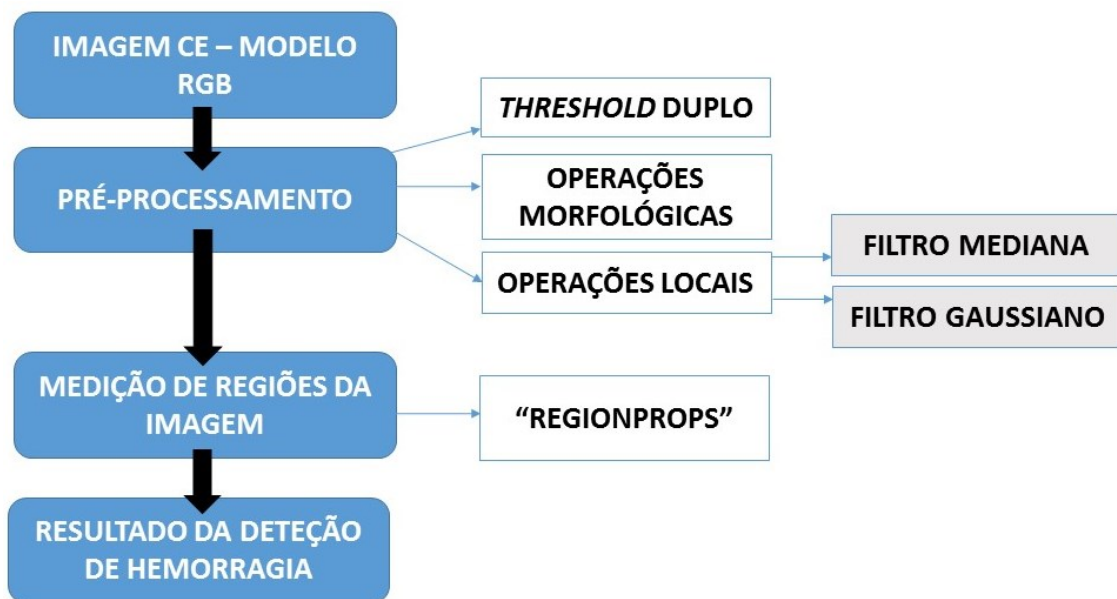


Fig. 4.4: Sequência ilustrativa do método de detecção de hemorragia.

De forma a iniciar a fase de pré-processamento para o desenvolvimento deste método, fez-se um pequeno estudo analítico de todas as imagens disponíveis que apresentassem hemorragias evidentes. Esse estudo baseou-se na visualização dos dados RGB correspondentes à zona de hemorragia das imagens, com o intuito de encontrar valores de *threshold* característicos dessas zonas (hemorragias) de forma empírica. Essa observação passa pela abertura de todas as imagens e posterior recolha dos valores mínimos e máximos de cada um dos três canais de cor deste modelo, como se pode ver na Fig. 4.5, dando maior ênfase aos dados obtidos pelo canal R, uma vez que se pretende detetar a cor vermelha. Posto isto, e após a recolha dos diversos valores mínimos e máximos dos canais R, G e B nas 21 imagens portadoras de hemorragia, foi então facilmente notório que cada canal apresenta uma gama de valores bastante característica correspondente à zona de hemorragia.



Fig. 4.5: Representação do modo de extração dos valores de R,G,B a partir da imagem.

Assim, e para que se pudesse criar um valor padrão característico da zona hemorrágica, somou-se os valores mínimos obtidos a partir da observação dos valores de cada canal de cor (R,G,B) de forma a calcular a sua média para cada um dos três canais. Este processo foi repetido para a obtenção da média dos valores máximos relativamente aos mesmos três canais. Uma vez que, em todas as imagens, foi observado que os valores correspondentes à zona de hemorragia se encontram no intervalo de valores estipulado pelas médias mínima e máxima, encontrando-se assim o valor de *threshold* duplo, ver tabela 4.1, para cada um dos três canais para posterior segmentação da zona correspondente à hemorragia.

Tab. 4.1: Valores de *threshold* duplo para cada um dos três canais de cor do modelo RGB.

Canais de cor do modelo RGB	Valor de <i>Threshold</i> Duplo	
	Mínimo	Máximo
R	79	156
G	27	49
B	22	92

Assim é possível concluir que se um certo grupo de *pixels* se enquadrar entre os valores de *threshold* duplo definido inicialmente por observação empírica, então há uma forte possibilidade da imagem apresentar hemorragia. Posteriormente e após esta etapa de definição do valor de *threshold* duplo, foi obtido o resultado da segmentação

de hemorragia, que apresenta no entanto algum ruído, sendo necessário eliminá-lo. Assim, e dando continuidade à construção do método, foi essencial transformar a imagem resultante, representada no modelo de cores RGB, para uma imagem binária (apenas tons de preto e branco), aplicando um valor de *threshold* bastante reduzido (0.2). Esta conversão foi necessária para dar continuidade ao processamento e para permitir a separação entre os objetos e o fundo da imagem. Normalmente recorre-se à binarização quando se pretende identificar objetos e separá-los do fundo da imagem, ou quando se pretende analisar a forma de uma imagem quando esta é mais importante do que a intensidade dos *pixels*. Contudo, esta conversão da imagem para binária por si só não apresenta qualquer resultado satisfatório, uma vez que esta apenas faz a transformação do modelo de cor RGB para tons a preto e branco. Portanto, é necessário complementá-la com algumas operações morfológicas e operações locais. Para tal, foram utilizados as operações locais correspondentes ao filtro mediana e ao filtro *gaussiano* e as operações morfológicas de abertura. Relativamente às operações locais, aplicou-se ao filtro mediana um valor de *kernel* de 3x3, ou seja, a cada *pixel* de saída foi aplicado um valor médio de 3x3 em torno do *pixel* correspondente na imagem de entrada e ao filtro *gaussiano*, aplicou-se um sigma (σ) de valor 2 numa matriz 3x3 quadrada. As operações morfológicas caracterizam-se por deslizar um elemento estruturante de tamanho fixo ou variado sobre a imagem com o objetivo de detetar as formas geométricas presentes na imagem analisada, caracterizada pela forma do elemento estruturante usado, como se pode observar na Fig. 4.6. Este elemento estruturante é uma máscara planar que pode assumir diferentes formas geométricas, sendo circular, retangular, quadrada, entre outras.

Para dar continuidade à elaboração deste método, utilizou-se a operação morfológica de abertura com um elemento estruturante em forma de quadrado e com raio de dimensão 3 *pixels*. Esta operação consiste na combinação entre a operação de erosão seguida por uma dilatação, sendo que a operação de erosão retira *pixels* ao objeto e atribui-os ao fundo, enquanto que a dilatação permite que os objetos se expandam de forma a preencher zonas atribuídas ao fundo da imagem [53].

Após a aplicação da operação morfológica de abertura, verificou-se ainda a presença de algum ruído e de pequenos detalhes irrelevantes para o estudo. Consequentemente, utilizou-se a função *'bwconncomp'* do *Matlab* a fim de extrair alguma informação acerca da imagem, nomeadamente a conectividade entre *pixels* (conectividade 4), o tamanho da imagem de entrada e o número de objetos conectados na imagem, dividindo-a em diferentes áreas de acordo com os diferentes objetos detetados.

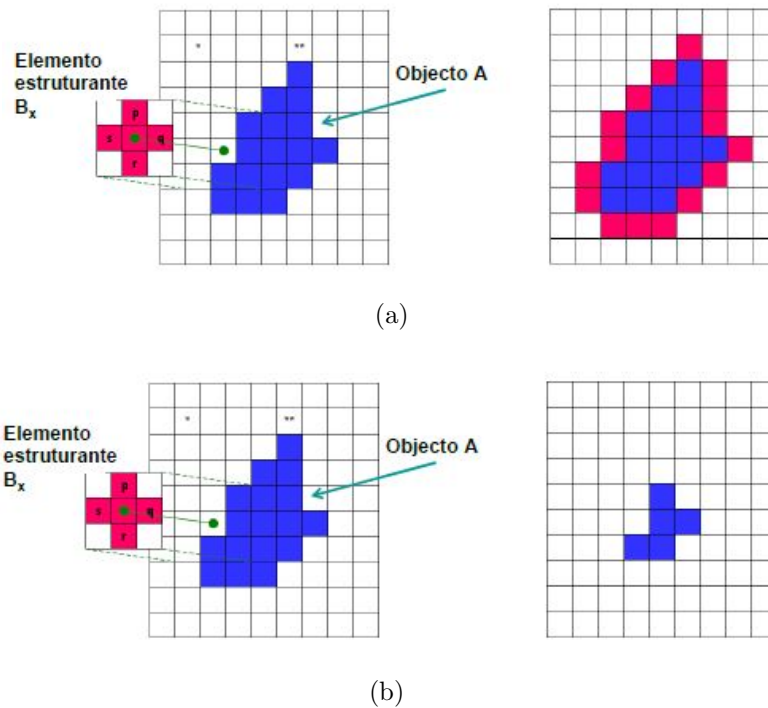


Fig. 4.6: Operações Morfológicas básicas: (a) Operação de Dilatação, (b) Operação de Erosão. (Adaptado de [53])

Posto isto, e utilizando a função *'regionprops'* do *Matlab* foi possível calcular a área individual de cada um dos objetos detetados, sendo estes objetos correspondentes a zonas de hemorragia ou objetos correspondentes a zonas de ruído. As zonas de ruído são caracterizadas pela sua forma irregular e pequena área, sendo assim desnecessárias para o estudo e, portanto necessário descartá-las para não confundir a deteção de hemorragia. Fazendo uma análise quantitativa dos valores obtidos através da função *'bwconncomp'* do *Matlab*, verificou-se que se se eliminassem áreas com valores inferiores a 60 *pixels*, valor expetante, eliminavam-se apenas zonas de ruído, tornando a imagem cada vez mais próxima do desejado (ver Fig. 4.7). Após a eliminação de ruído a partir da função *'labelmatriz'* do *Matlab*, calculou-se novamente as áreas dos objetos detetados, observando que o objeto de maior área correspondia à zona de hemorragia.

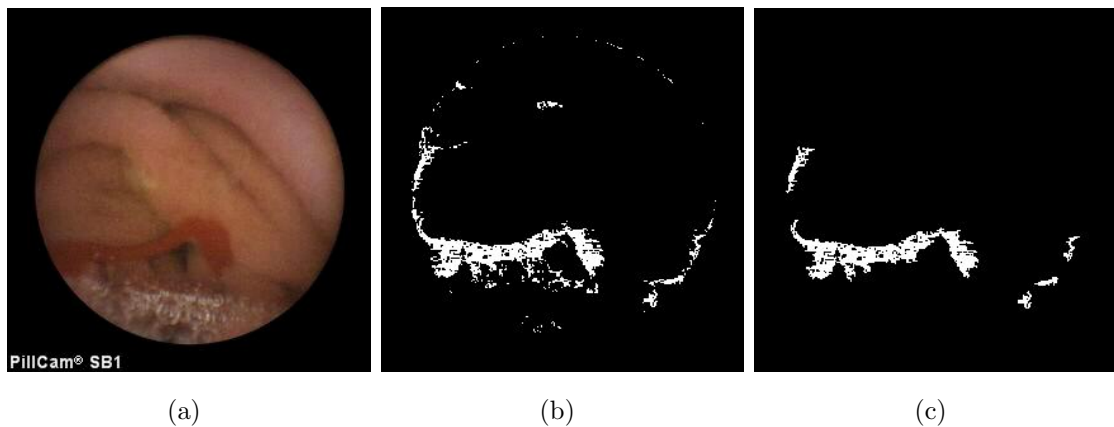


Fig. 4.7: Imagem portadora de hemorragia durante o seu processamento: (a) Imagem original (b) Imagem antes da remoção dos objetos de área inferior a 60 *pixels*, (c) Imagem após a remoção dos objetos de área inferior a 60 *pixels*.

Finalmente, como o objetivo era detetar os potenciais *pixels* correspondentes à hemorragia, estipulou-se um valor de área limite de 199 *pixels* (valor expetante). Nesta etapa de desenvolvimento do método, procede-se à decisão automática das zonas que correspondem ou que não correspondem à hemorragia. Como tal, se a área máxima da imagem obtida for superior a 199 *pixels*, esta área é automaticamente detetada na imagem como zona de hemorragia, caso contrário, a imagem em análise é uma imagem normal sem hemorragia.

Na seção 5.2, serão apresentados todos os resultados relativamente à aplicação deste método na deteção da presença ou ausência de hemorragia.

4.2.2 Método de Deteção de Pólipos

Um dos aspetos mais importantes para a deteção de pólipos é a análise dos diferentes volumes apresentados e capturados pelas imagens provenientes da endoscopia por cápsula ao longo do intestino. Contudo, apenas esta análise é insuficiente para a deteção correta do problema em questão. Anatomicamente, o intestino delgado apresenta na sua cavidade interna diversas vilosidades intestinais. Estas vilosidades, uma vez que apresentam um volume significativo, são captadas pela CE, sendo por vezes confundidas com pólipos. Para contrariar essa má deteção, é necessário ter em conta outro aspeto fulcral, a forma. Como referido anteriormente, os pólipos apresentam normalmente uma forma bastante caraterística, sendo na sua maioria circular, independentemente de serem pólipos do tipo sésseis ou pediculados.

A Fig. 4.8 pretende apresentar de forma esquemática os principais passos para a

elaboração e desenvolvimento do método de detecção de pólipos.

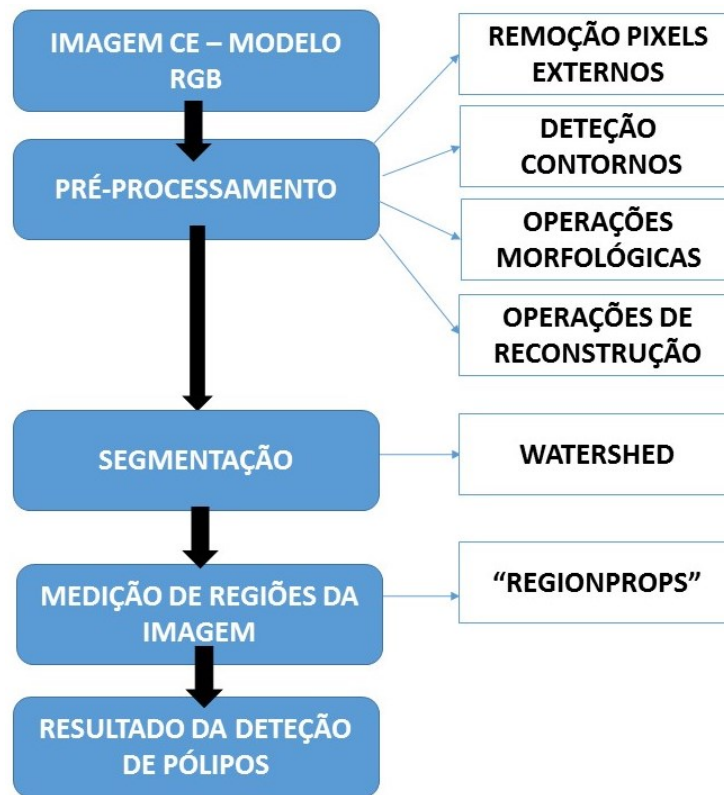


Fig. 4.8: Sequência ilustrativa do método de detecção de pólipos.

Numa fase inicial de análise de imagem e antes do desenvolvimento do método propriamente dito, aplicou-se uma máscara a fim de eliminar os *pixels* que estão em torno da imagem central correspondentes a ruído, isolando a zona central de interesse para futura análise. A Fig. 4.9 mostra o resultado após aplicação desta máscara na imagem original.

Esta máscara é obtida pela binarização da imagem em tons de cinzento com um valor de *threshold* baixo, inferior a 0.02, e finalizada através da junção de várias operações locais e morfológicas. A operação local (ou filtro de suavização) utilizada para a criação desta máscara assim como ao longo do método, é o filtro mediana. No entanto poder-se-ia utilizar também o filtro média, uma vez que este também é um dos filtros de suavização existentes. No entanto, o filtro média elimina geralmente detalhes importantes na imagem em análise, como linhas finas e curvas agudas, provocando conseqüentemente o efeito de *blurring*. Devido a estas desvantagens, o filtro mediana torna-se mais adequado para suavizar a imagem sem perder detalhes importantes, uma vez que este apresenta uma técnica de filtragem digital não linear,

muitas vezes usado também para a remoção de ruído [53]. Portanto, esta remoção de ruído é um passo típico de pré-processamento para melhorar posteriormente os resultados do processamento (por exemplo, na detecção do contorno de uma imagem). O filtro mediana é assim muito utilizado no PDI, porque sob certas condições ele preserva contornos e permite que grande parte dos detalhes que possuem altas frequências espaciais da imagem passem, enquanto a remoção de ruído é executada eficazmente. Assim, para a criação desta máscara utilizou-se o filtro mediana com um valor de *kernel* de 7 *pixels*, juntamente com a operação morfológica de abertura com um elemento estruturante em forma de disco e com raio de dimensão 12 *pixels*, seguido de outra operação morfológica de erosão, com um elemento estruturante em forma de disco e com raio de dimensão 3 *pixels*.

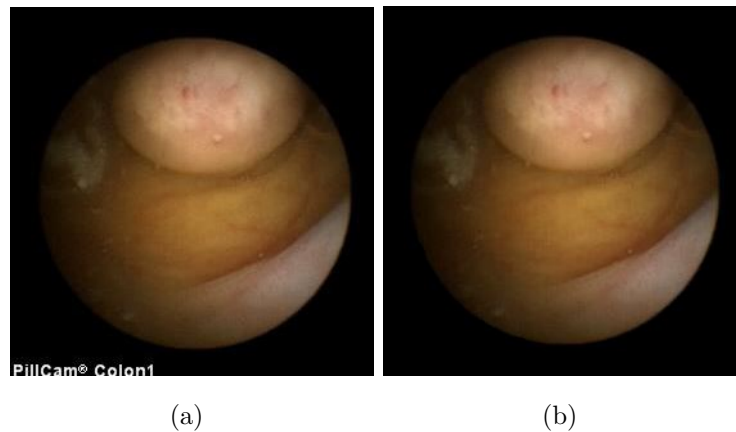


Fig. 4.9: Aplicação da máscara de remoção de ruído na imagem original, a fim de isolar a região de interesse: (a) Imagem original, (b) Imagem após aplicação da máscara e com a região de interesse isolada.

Após o isolamento da região de interesse e remoção do ruído em torno dessa região, procedeu-se ao desenvolvimento do método propriamente dito. Uma vez caracterizado o problema e assumindo que os fatores mais importantes a ter em atenção para o desenvolvimento deste método são a geometria, a forma e a detecção de alturas, utilizou-se a transformada de *watershed*. A transformada de *watershed* é um método de segmentação baseado em regiões e, portanto, aplica-se plenamente no problema em questão, uma vez que os pólipos apresentam normalmente um relevo maior e são detetados como os pontos mais altos da imagem. Assim, este método deteta picos de elevada intensidade, possibilitando a distinção dos pontos mais altos da imagem (mais brilhantes) dos pontos menos altos da imagem (menos brilhantes). Para a compreensão deste método, é feita uma analogia, onde se considera a ima-

gem como um relevo com vales e montanhas, onde as montanhas correspondem às áreas mais claras, enquanto que os vales correspondem às áreas mais escuras. Nesta analogia, o processo consiste em colocar água neste relevo, o que pode acontecer por cima, como se a água fosse derramada, ou por baixo, como se os buracos nos pontos mais baixos dos vales deixassem a água entrar. As áreas mais elevadas são assim separadas das áreas mais baixas através desta inundação, como se pode constatar pela Fig. 4.10. Assim, verifica-se que a segmentação utilizando a transformada de *watershed* funciona melhor caso se consiga separar os objetos mais altos dos objetos de fundo, ou seja, separar o *foreground* do *background* [57].

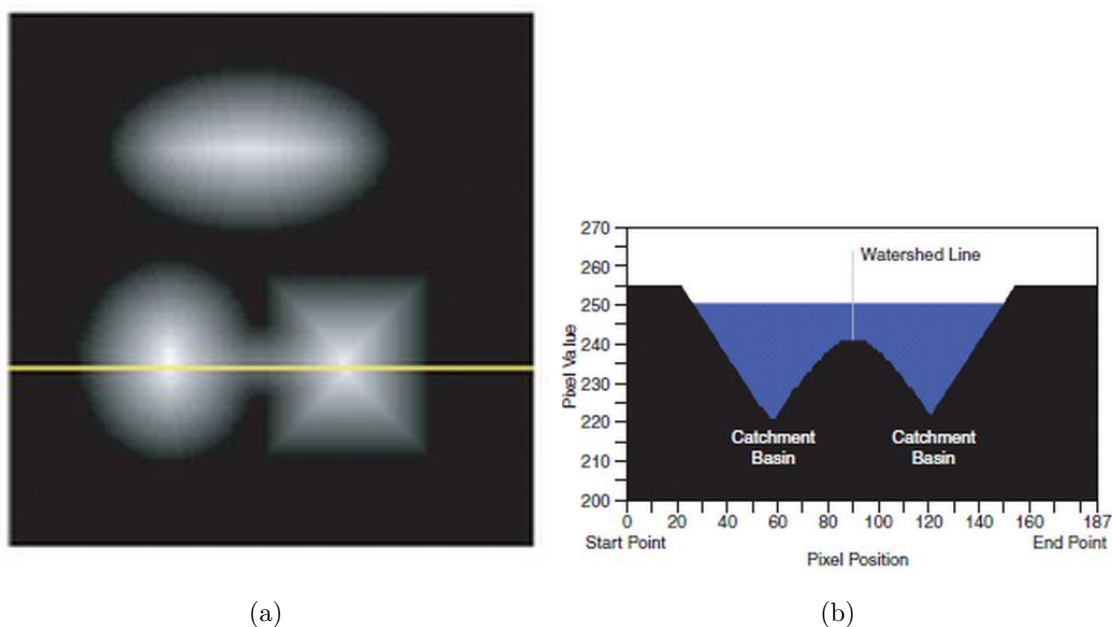


Fig. 4.10: Representação da transformada de *watershed*: (a) Representação da linha que atravessa os objetos, (b) Intensidade dos *pixels* ao longo da linha representada em (a).

A transformada de *watershed* utiliza como *input* uma função topológica de auxílio com a representação dos contornos em evidência, sendo normalmente a magnitude do gradiente da imagem. Portanto, o primeiro passo deste processamento consiste na conversão do modelo de cor RGB da imagem original, após o isolamento da região de interesse, para a escala de cinzento. Posteriormente, e dando continuidade ao desenvolvimento do método, aplica-se o filtro *Sobel* e conseqüentemente um simples cálculo aritmético a fim de calcular a magnitude do gradiente. Por observação da Fig. 4.11, é possível salientar que normalmente a magnitude do gradiente numa imagem é mais elevada nas fronteiras dos objetos e mais baixo no interior dos

objetos [58].

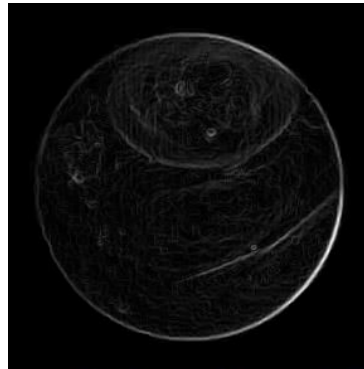


Fig. 4.11: Representação da magnitude do gradiente.

Após a averiguação de que a magnitude do gradiente é mais elevada nas fronteiras, é possível constatar que nesta fase de desenvolvimento já há uma pequena distinção entre os objetos e o fundo. Portanto, tentou-se aplicar de seguida a transformada de *watershed* propriamente dita, mas facilmente se percebeu por observação do resultado presente na Fig. 4.12, que há uma segmentação excessiva da imagem, sendo necessário a aplicação de um pré-processamento adicional a fim de realçar e salientar devidamente os objetos (*foreground*) presentes na imagem, que irão funcionar como pontos iniciais da segmentação.

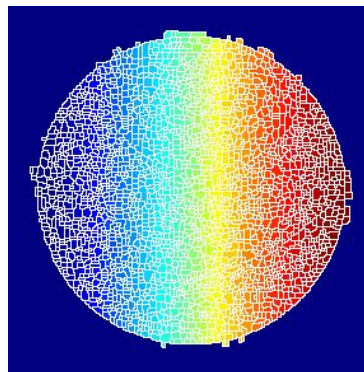


Fig. 4.12: Representação da transformada de *watershed* aplicado à imagem resultante da magnitude do gradiente.

Para se conseguir destacar os objetos da imagem, utilizou-se uma série de operações morfológicas e operações de reconstrução (reconstrução morfológica). Salienta-se que para a aplicação destas operações utilizou-se um elemento estruturante de forma circular com raio de dimensão 20 *pixels*. Assim, a primeira operação morfológica a ser utilizada e testada foi a abertura.

A abertura consiste na erosão seguida de uma dilatação. Portanto esta operação morfológica permite remover certos tipos de ruído, mas em alguns casos, modifica a aparência e a forma de algumas entidades após a sua aplicação. Para que esse problema fosse ultrapassado, testou-se também na imagem original em tons de cinzento a reconstrução morfológica de ‘abertura por reconstrução’. A reconstrução morfológica é uma transformação que envolve duas imagens e um elemento estruturante, sendo que uma das imagens é denominada marcadora e a outra máscara. A imagem marcadora determina os pontos de partida para que ocorra a transformação, enquanto que a máscara determina uma condição de paragem para todo o processo. Assim, utilizou-se a imagem resultante da operação morfológica de erosão como a imagem marcadora para a reconstrução e a imagem original em tons de cinza como máscara [59]. Dado os resultados obtidos, aplicou-se de seguida, a operação morfológica de fecho à imagem resultante da abertura simples.

O fecho é a operação inversa da abertura, ou seja, primeiro surge a operação morfológica de dilatação e depois a erosão. Se por um lado a abertura cria pequenos buracos na imagem, por outro lado o fecho tem como principal objetivo, tapar os buracos vazios no interior do objeto a destacar [53]. Assim, para dar continuidade ao desenvolvimento deste método, aplicou-se de seguida o ‘fecho por reconstrução’, que consiste na aplicação da operação morfológica de dilatação, seguida de uma reconstrução morfológica à imagem resultante da operação ‘abertura por reconstrução’. A Fig. 4.13 permite visualizar os resultados obtidos a partir das 4 operações aplicadas à imagem, concluindo que o último resultado retirado a partir reconstrução morfológica de ‘fecho por reconstrução’ aproxima-se mais do resultado pretendido, ou seja, permite uma melhor visualização e destaque dos objetos existentes na imagem.

A fim de validar a constatação verificada apenas por observação das imagens, foi necessário calcular as regiões máximas (mais altas) através da função ‘*imregionalmax*’ do *Matlab*, para possibilitar a separação dos objetos relativamente ao fundo, como também se pode verificar na alínea (e) da Fig. 4.13, onde o fundo está representado a preto e os objetos a branco.

De forma a prosseguir com o desenvolvimento do método e de forma a possibilitar uma melhor visualização dos resultados obtidos previamente, substitui-se o fundo obtido de cor preta pela imagem original em tons de cinzento após a aplicação da máscara. É visivelmente notório que alguns dos objetos detetados não coincidem com a totalidade do contorno do objeto. Como tal, e para contrariar esse fato, é necessário limpar os contornos das manchas do marcador e de seguida, reduzi-las um pouco. Para isso, utilizou-se novamente a operação morfológica de fecho seguida

de uma erosão, com um elemento estruturante de 5 linhas e 5 colunas, constituído por uma matriz preenchida por 1's. O resultado destas operações morfológicas está representado na Fig. 4.14

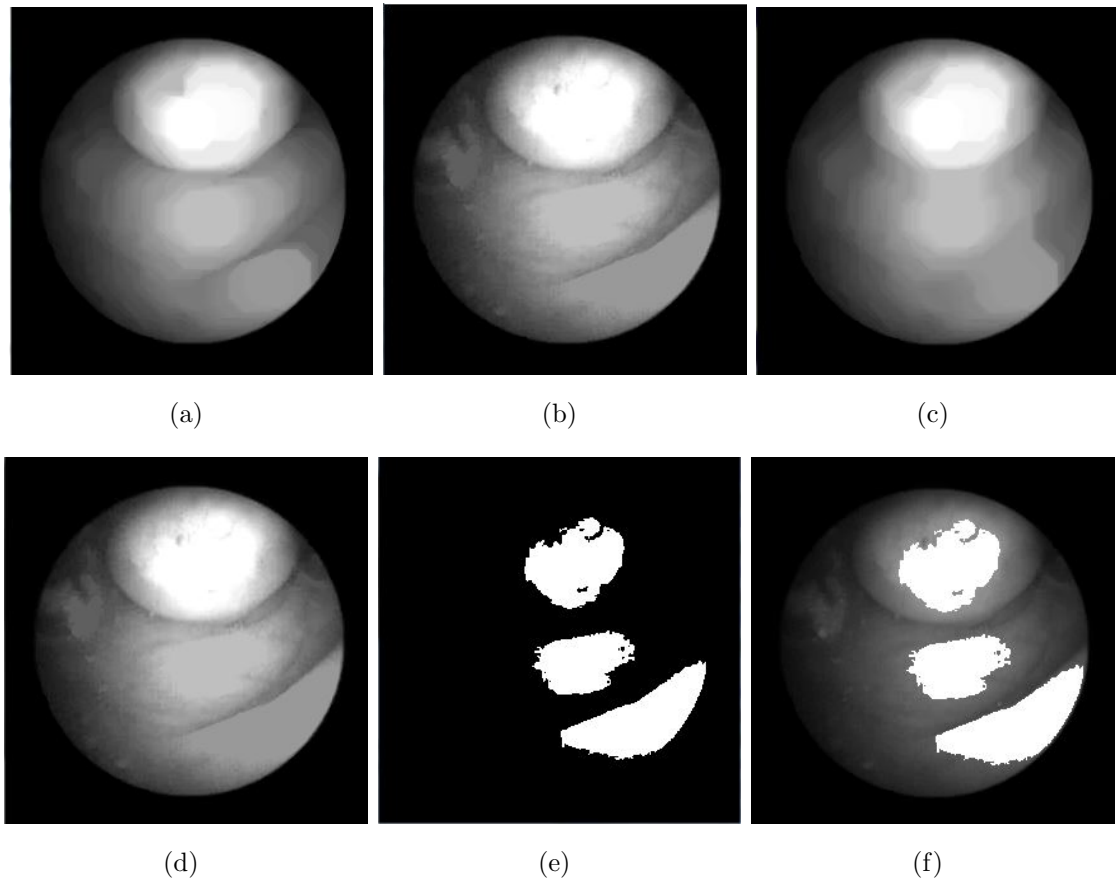


Fig. 4.13: Representação da aplicação de operações morfológicas: (a) Resultado operação morfológica Abertura, (b) Resultado da reconstrução morfológica ‘abertura por reconstrução’, (c) Resultado operação morfológica de Fecho, (d) Resultado da reconstrução morfológica ‘fecho por reconstrução’, (e) Resultado da deteção das regiões altas, os objetos, (f) Resultado da deteção das regiões altas aplicado à imagem original em tons de cinza.

Em consequência da aplicação destas operações morfológicas, surgiram obviamente alguns *pixels* isolados ao longo da imagem que deverão ser removidos uma vez que representam ruído. Para tal, utiliza-se a função *‘bwareaopen’* do *Matlab* que permite a remoção de todos os *pixels* que apresentam uma determinada dimensão inferior à dimensão máxima previamente estipulada. Neste caso específico, a dimensão máxima estipulada foi de 20 *pixels*, ou seja, todos os *pixels* que contêm uma área inferior a 20 *pixels* são automaticamente eliminados.

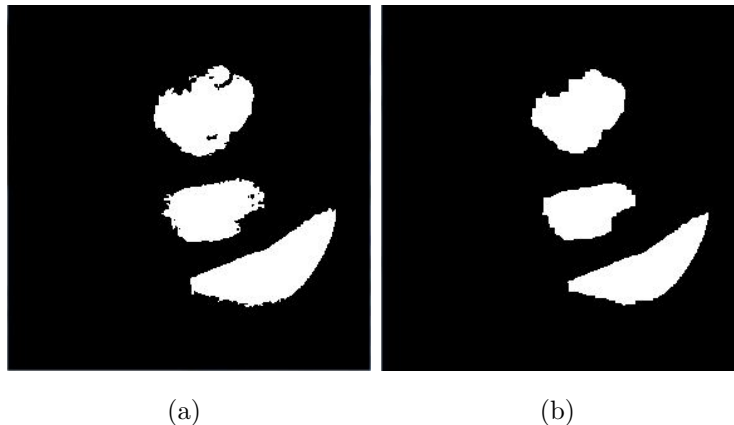


Fig. 4.14: (a) Resultado da detecção das regiões altas, os objetos; (b) Representação da imagem resultante após a aplicação das operações morfológicas de fecho e erosão.

Após esta etapa de eliminação automática de ruído provocado pela aplicação das operações morfológicas, é necessário fazer a delimitação do fundo (*background*). Para tal, numa primeira fase aplicou-se a binarização com um valor de *threshold* (obtido a partir do resultado da reconstrução de ‘fecho por reconstrução’) à imagem obtida após o cálculo das regiões máximas, uma vez que nesta imagem resultante, a parte representada com *pixels* escuros representa o fundo. Porém, idealmente não se pretendia que estes *pixels* escuros correspondentes ao fundo estivessem demasiado perto dos contornos dos objetos que se pretende segmentar. Portanto, aplicou-se de seguida a operação de esqueletização por zonas de influência (SKIZ). De seguida, utilizou-se a função ‘*imimposemin*’ do *Matlab* para modificar a imagem resultante do cálculo da magnitude do gradiente, de modo a esta apresentar os marcadores de objeto e fundo previamente obtidos, como se pode observar a partir da Fig. 4.15. Após esta etapa procedeu-se ao cálculo da segmentação baseado na transformada de *watershed*.

Em alguns casos, na etapa correspondente ao processamento para obtenção dos marcadores de *foreground* e *background*, ou seja, antes da utilização da transformada de *watershed*, é detetada apenas uma zona *foreground*. Nestes casos, o processamento termina nessa etapa, uma vez que esse marcador já identifica a existência de um possível pólipo e a utilização da transformada de *watershed* não irá delinear nenhum contorno, resultando numa imagem preta. Nos restantes casos, onde é detetada mais do que uma zona correspondente ao *foreground*, o processamento continua e utiliza-se a transformada de *watershed*. A Fig. 4.16 ilustra um exemplo para cada um dos casos.

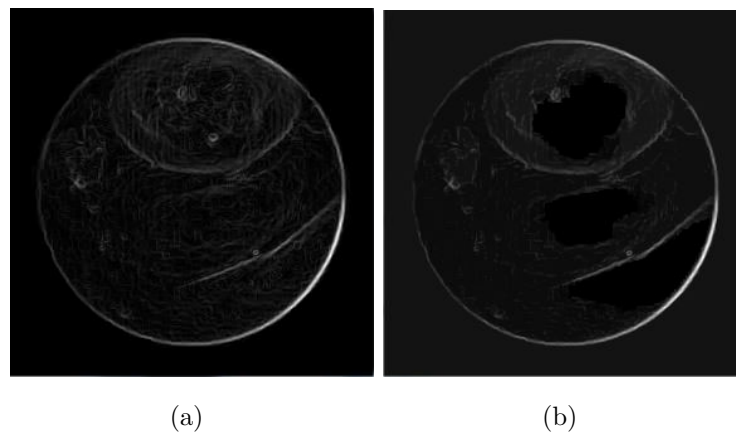


Fig. 4.15: (a) Imagem resultante da magnitude do gradiente, (b) Resultado da aplicação da função '*imimposemin*' do *Matlab* à imagem resultante do cálculo da magnitude do gradiente.

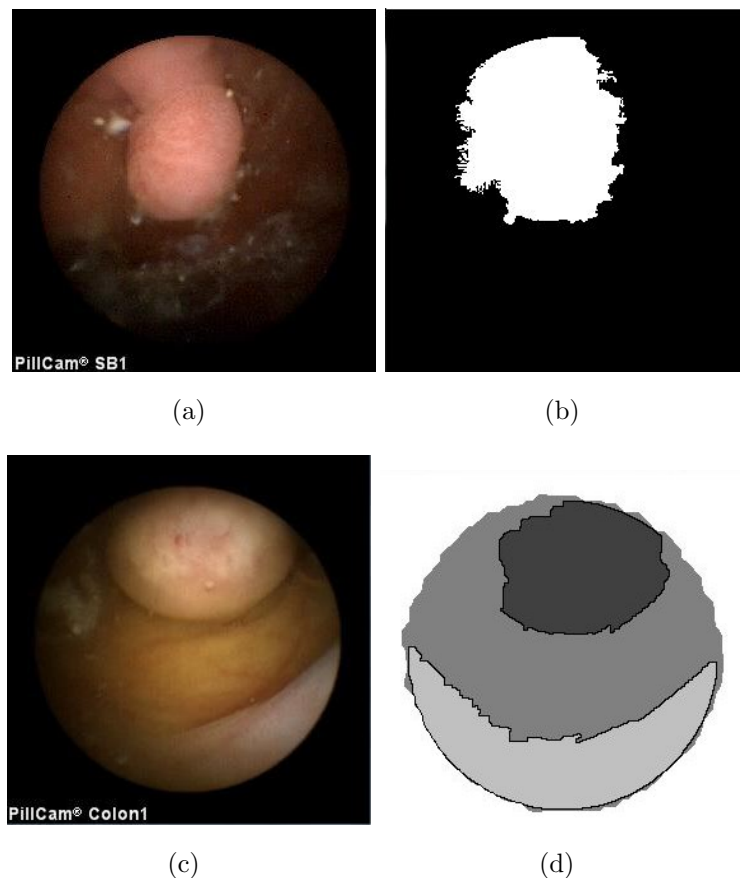


Fig. 4.16: (a) Imagem original 1, (b) Resultado da detecção de *foreground* na imagem 1 (apenas 1 zona detetada), (c) Imagem original 2, (d) Resultado após aplicação do método *watershed* na imagem 2 (mais do que 2 zonas detetadas).

Assim para que se pudesse analisar todas as imagens sem excluir nenhuma, foi necessário fazer uma distinção no método, ou seja, se na fase anteriormente referida for detetada apenas uma zona, o processamento de segmentação pára e é feita a análise relativamente ao contorno que é detetado tendo em conta os parâmetros de seguida referidos. Por outro lado, se for detetada mais que uma zona, é utilizada a transformada de *watershed* para se avançar com a segmentação. Uma vez que após a aplicação da transformada de *waterhed* são segmentadas várias zonas, as medidas posteriormente referidas serão calculadas para todas essas zonas de forma a decidir qual poderá ser pólipo.

Portanto, nesta etapa do processamento, após a segmentação dos objetos em relação ao fundo, é necessário tomar a decisão final se as zonas segmentadas pelo método correspondem ou não à presença de pólipo. Para tal, as imagens resultantes da segmentação são posteriormente analisadas e os dados são utilizados para calcular parâmetros de interesse a fim de verificar se a forma/geometria detetada coincide com os dados típicos de um pólipo. Assim foi utilizada a propriedade de medição '*regionprops*' do *Matlab* que calcula automaticamente várias medidas de uma zona da imagem binária. Inicialmente foi calculada a área da zona segmentada a fim de eliminar zonas muito grandes ou muito pequenas da imagem, definindo valores de *threshold* mínimos e máximos de forma empírica. Posteriormente, calculou-se a excentricidade, *equivDiameter* e o perímetro a fim de calcular a circularidade obtida pela segmentação.

- Circularidade: é um dos parâmetros mais importantes, pois permite ter a perceção do quão próximo o objeto está da forma circular, isto é, quanto maior for o seu valor, maior será a semelhança com um círculo, sendo que estes valores variam entre 0 e 1.

$$Circularidade = \frac{4 * area * pi}{perimetro^2}$$

- Excentricidade: retorna a razão entre a distância entre os focos da elipse (a e b) e o seu comprimento do eixo maior (a). Estes valores, à semelhança do anterior, também variam entre 0 e 1, sendo que à medida que se aproximam de 0, tornam-se mais circulares, caso contrário, aproximando-se de 1, tornando semelhantes a um segmento de reta.

$$Excentricidade = \sqrt{\frac{a^2 + b^2}{a^2}}$$

- ‘*EquivDiameter*’: retorna um valor que especifica o diâmetro de um círculo com a mesma área que a região.

$$EquivDiameter = \sqrt{\frac{4 * area}{pi}}$$

Posteriormente e após a observação do comportamento de 100 imagens para estes parâmetros indicados, definiu-se uma gama de valores que iria diferenciar a zona segmentada de pólipo ou não pólipo. Caso os resultados dos parâmetros calculados para uma certa imagem estejam dentro da gama de valores construída, conclui-se que a imagem apresenta pólipo, caso contrário, a imagem está isenta de pólipo. A tabela 4.2, indica a gama de valores mínimos e máximos para cada um dos parâmetros utilizados.

Na seção 5.2, serão apresentados todos os resultados acerca da aplicação deste método de detecção nas imagens em estudo.

Tab. 4.2: Gama de valores mínimos e máximos para cada um dos parâmetros utilizados para validar o contorno detetado em pólipo ou não pólipo.

PARÂMETROS	1 ZONA SEGMENTADA	>1 ZONA SEGMENTADA
	Pólipo	Pólipo
Área	<= 10000 >= 3200	>=1000 <=21000
Excentricidade	>= 0.43 <= 0.87	>= 0.35
EquivDiameter	>= 64	<= 161
Circularidade	>= 0.5	>= 0.47

4.2.3 Análise de Vascularização em Imagens NBI

Como referido na seção 3.1.2, a tecnologia NBI permite detetar a vascularização, sendo esta tecnologia uma mais valia para a medicina uma vez que ajuda os clínicos na identificação de pólipos malignos. Assim, para que se pudesse desenvolver o algoritmo associado à detecção de vasos sanguíneos através da tecnologia NBI foi necessário reunir algumas imagens. Neste caso, as imagens utilizadas para este estudo foram imagens provenientes da endoscopia tradicional, uma vez que não existem ainda disponíveis imagens de endoscopia por cápsula onde se tenha aplicado

esta tecnologia. O projeto *PhotonicPill*⁷ (onde está inserido este trabalho), pretende integrar a tecnologia NBI na endoscopia por cápsula, uma vez que, até ao momento, esta integração ainda não existe em nenhuma solução comercialmente disponível.

A Fig. 4.17 pretende apresentar de forma esquemática e sintética os passos fundamentais para o desenvolvimento do método de detecção de vascularização a partir da tecnologia NBI.

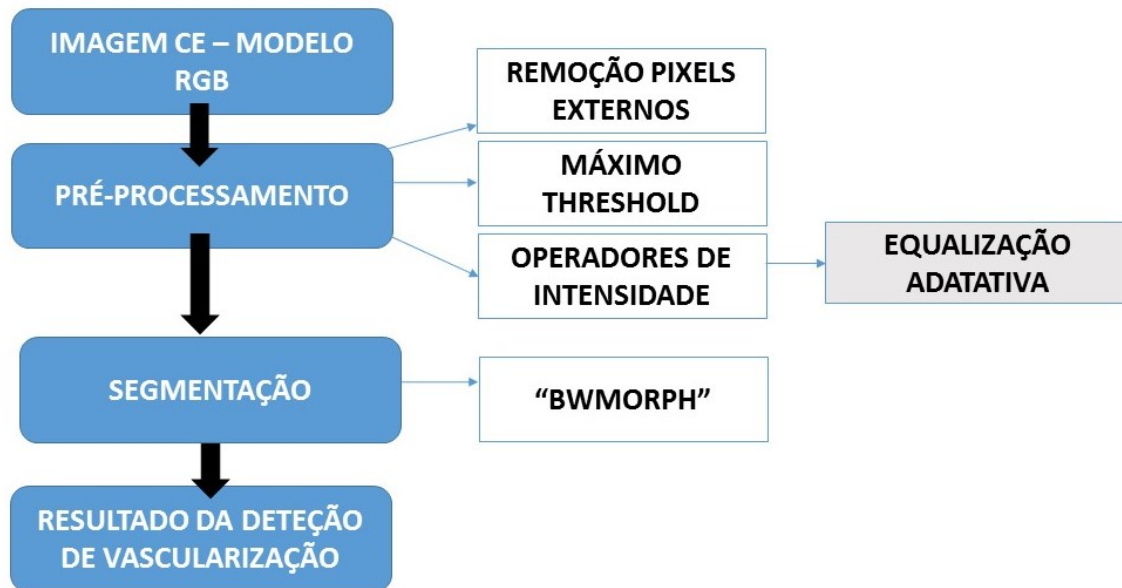


Fig. 4.17: Sequência ilustrativa do método de detecção de vascularização.

Uma vez caracterizado o problema, é necessário fazer um pré-processamento, sem retirar demasiada informação à imagem para que não sejam removidos detalhes associados à vascularização. Assim, numa fase inicial, e à semelhança do método desenvolvido para a detecção de pólipos, aplicou-se uma máscara em torno da imagem central (região de interesse) a fim de eliminar todos os *pixels* que correspondem a ruído. A máscara aplicada no desenvolvimento deste método apresenta as mesmas características do método desenvolvido para a detecção de pólipos. Posteriormente, procedeu-se à separação dos três canais de cor (R,G,B) e aplicou-se um valor de *threshold* máximo a cada um dos canais, para que se criasse uma nova máscara a fim de realçar detalhes importantes e salientar os objetos de interesse, como se pode observar na Fig. 4.18. Caso um determinado valor de *pixel* excedesse o valor de *threshold* máximo estipulado de forma empírica, esse *pixel* passaria a preto. Portanto, para o canal R do modelo, o valor máximo de *threshold* estipulado é de 55, porém

⁷ <http://photonicpill.eu/?lang=Pt>

para o canal G do modelo, o valor máximo de *threshold* estipulado é de 75 e por último, para o canal B do modelo, o valor máximo de *threshold* é de 25.

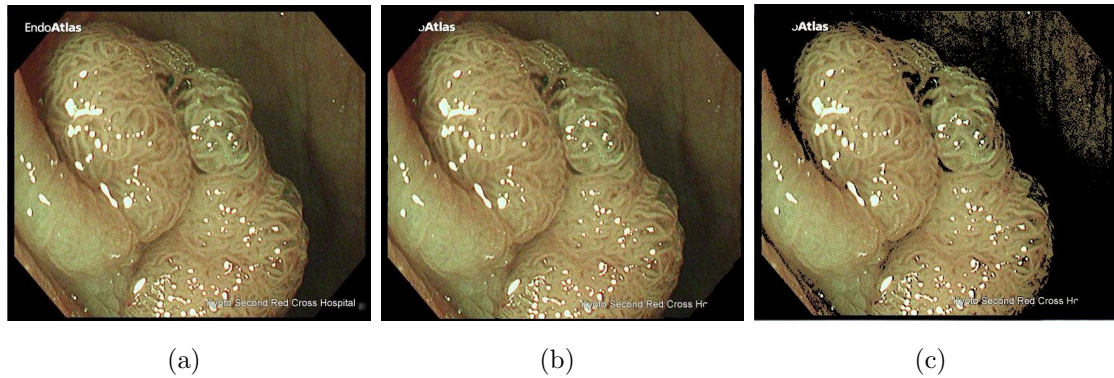


Fig. 4.18: (a) Imagem original, (b) Imagem original após aplicação da primeira máscara, (c) Resultado da detecção de região da interesse aplicado à imagem original.

Posto isto, converteu-se a imagem resultante em tons de cinza para poder adicionar algum contraste à imagem, aplicando uma equalização adaptativa através da função *'adapthisteq'* do *Matlab*. Este tipo de equalização não é realizada em toda a imagem, sendo maioritariamente utilizada para realçar detalhes em pequenas áreas, como se pode verificar na Fig. 4.19. Esta operação aplica-se normalmente com o intuito de identificar regiões da imagem que correspondem a diferentes tipos de estruturas, e que são geralmente mais brilhantes ou mais escuras do que o resto da imagem.

Tendo em conta o objetivo principal desta tecnologia, procedeu-se de seguida ao cálculo da magnitude e das direções do gradiente da imagem. Ao aplicar o operador de gradiente com os limites da imagem, todos os valores fora dos limites são assumidos como iguais aos valores de fronteira da imagem vizinha. A imagem resultante é novamente convertida, desta vez em imagem binária, utilizando um valor de *threshold* de 0.85. Esta conversão permite a aplicação de uma variante de erosão das operação morfológicas utilizando a função *'bwmorph'* disponível no *Matlab*. Esta transforma o objeto num conjunto de linhas que representam o seu esqueleto, sendo utilizado para o reconhecimento de formas, uma vez que o esqueleto de uma região tende a variar menos do que a forma. A operação utilizada dentro desta aplicação foi *'remove'*, ou seja, fez-se a remoção dos *pixels* do interior, deixando apenas os contornos da região, como se pode observar na Fig. 4.19.

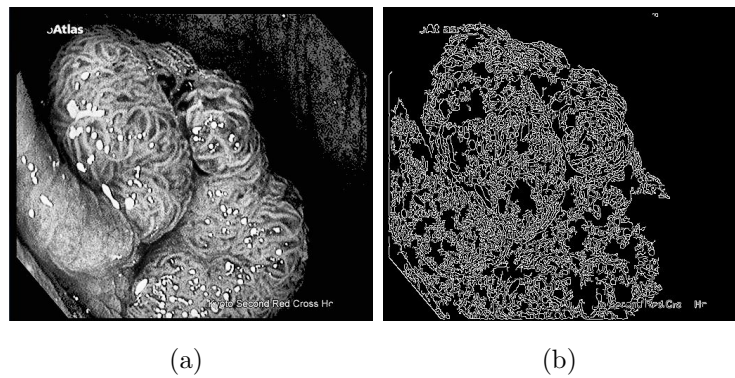


Fig. 4.19: Processamento aplicado à imagem resultante da aplicação da máscara, em tons de cinzento: (a) Resultado após a aplicação da equalização adaptativa, (b) Resultado após a aplicação da função *'bwmorph'* do *Matlab*.

Na seção 5.2, serão apresentados todos os resultados obtidos após a aplicação deste método de detecção de vascularização.

Resultados e Discussão

Numa fase inicial deste capítulo apresentar-se-ão os parâmetros necessários a utilizar a fim de verificar e validar os métodos desenvolvidos na secção 4.2. Posteriormente serão apresentados os dados resultantes da análise das medidas estatísticas para cada um dos métodos desenvolvidos. Os resultados encontrar-se-ão divididos em 3 subtópicos, sendo que no primeiro serão apresentados e analisados os resultados referentes à deteção de hemorragia, no segundo subtópico, serão apresentados e analisados resultados referentes à deteção de pólipos e por último, no terceiro subtópico, serão apresentados e analisados os resultados relativos à análise de vascularização em imagens NBI. De seguida, será apresentado um protótipo da interface gráfica que fará a junção dos três métodos a fim de facilitar a utilização deste sistema de auxílio ao diagnóstico por parte do clínico.

5.1 Validação dos Resultados

Todos os resultados apresentados neste projeto têm por base valores obtidos a partir de determinadas medidas estatísticas, tais como a sensibilidade, especificidade e exatidão. Estas medidas são utilizadas em qualquer teste de classificação binária (caso o domínio dos valores a atribuir for constituído apenas por dois elementos) ou multiclases (caso o domínio tenha mais do que dois elementos). A tabela que se segue, tabela 5.1, designada como matriz confusão, relaciona os resultados dos testes obtidos após a aplicação dos métodos. Assim, os resultados poderão ser considerados como positivos, caso se verifique alguma anomalia, ou negativos, caso o que se esteja a analisar não apresente algo anormal [42].

No caso específico do desenvolvimento deste projeto foi feita uma classificação

binária entre a presença de anomalias e o estado normal das imagens. Neste projeto as anomalias que poderão ser detetadas são a presença de hemorragia ou pólipos. Portanto, na avaliação de um teste diagnóstico poderão existir quatro interpretações diferentes para o resultado de um dado teste.

Tab. 5.1: Relação ente os resultados dos testes obtidos com o método em relação aos dados reais.

		Resultado do Teste	
		Positivo	Negativo
Resultado Real	Presença de Anomalia	Verdadeiro Positivo	Falso Negativo
	Ausência de Anomalia	Falso Positivo	Verdadeiro Negativo

1. Verdadeiro Positivo (VP) - Quando a imagem que contém uma anomalia, sendo ela a presença de hemorragia ou de pólipo, é detetada corretamente pelo respectivo método;
2. Falso Positivo (FP) - Quando a imagem que não contém qualquer anomalia (nem hemorragia nem pólipos), é identificada incorretamente, ou seja, é assinalada pelo método a presença de estas deformidades;
3. Falso Negativo (FN) - Quando uma imagem possui uma anomalia, sendo ela a presença de hemorragia ou de pólipo, mas o método não deteta. Ou seja, o resultado é negativo, apesar do paciente possuir essa anomalia;
4. Verdadeiro Negativo (VN) - Quando a imagem não possui qualquer anomalia (nem hemorragia nem pólipo), e o resultado da aplicação do método verifica essa constatação.

Na análise estatística de resultados, quando surgem valores que desencadeiam um resultado do tipo ‘Falso Positivo’, significa que para o estudo surgiram erros de tipo I. Em contrapartida, quando surgem valores que desencadeiam resultados do tipo ‘Falso Negativo’, significa que irão surgir erros de tipo II. De uma forma muito generalizada, um erro de tipo I corresponde à rejeição incorreta de uma hipótese

nula verdadeira. Em termos práticos, um erro de tipo I, leva à conclusão de que o paciente tem hemorragia ou pólipos, quando na verdade isso não acontece. Por outro lado, um erro de tipo II representa a incapacidade de rejeitar uma hipótese nula falsa. O paciente é portador de hemorragia ou pólipos, mas esses factos não são detetados pelo método de auxílio ao diagnóstico clínico. Os erros de tipo II devem ser evitados ao máximo, principalmente em ambiente clínico.

Tendo por base estes conceitos básicos, as medidas principais de significância estatística podem ser obtidas através de uma combinação aritmética dos valores adquiridos.

5.1.1 Sensibilidade

A sensibilidade relaciona a capacidade que o teste apresenta para detetar corretamente os pacientes que contêm uma certa anomalia. Ou seja, representa a capacidade que o teste diagnóstico apresenta em detetar os verdadeiros positivos e consequentemente, em diagnosticar corretamente o paciente. Neste caso em particular, corresponde à percentagem de imagens que contêm anomalias e são corretamente detetadas pelo método. Esta probabilidade é dada pela Eq. 5.1 [42].

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

5.1.2 Especificidade

A especificidade refere-se à capacidade que o teste apresenta para detetar corretamente os pacientes que não contêm qualquer anomalia. Isto é, representa a capacidade que o teste diagnóstico apresenta em detetar os verdadeiros negativos, ou seja, em diagnosticar corretamente os indivíduos sadios. Neste caso em concreto, corresponde à percentagem de imagens que não contêm qualquer anomalia, sendo esse facto validado pelo método. Esta probabilidade é dada pela Eq. 5.2 [42].

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

5.1.3 Exatidão

A exatidão pretende relacionar os resultados pretendidos com os resultados obtidos, colocando apenas no numerador os valores obtidos como verdadeiros. Assim, este parâmetro é calculado pela Eq. 5.3 para cada um dos métodos [42].

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

5.2 Análise dos Resultados

5.2.1 Detecção de Hemorragia

Fazendo uma análise ao primeiro método apresentado na seção 4.2.1, método baseado na utilização de redes neuronais, é de salientar que este método não teve o sucesso desejado. Para além de ser computacionalmente muito exigente, recorre a um método de caracterização bastante lento, o que iria limitar a sua utilização em ambiente clínico. Relativamente à segmentação da zona de interesse, este método seleccionava muito ruído assim como zonas que não correspondiam a hemorragia. A junção destas razões contribuiu para que os resultados não fossem os mais desejados, como se pode observar na Fig. 5.1, onde está bastante evidente a deteção de zonas desnecessárias para o estudo, ou seja, zonas que não contêm hemorragia.

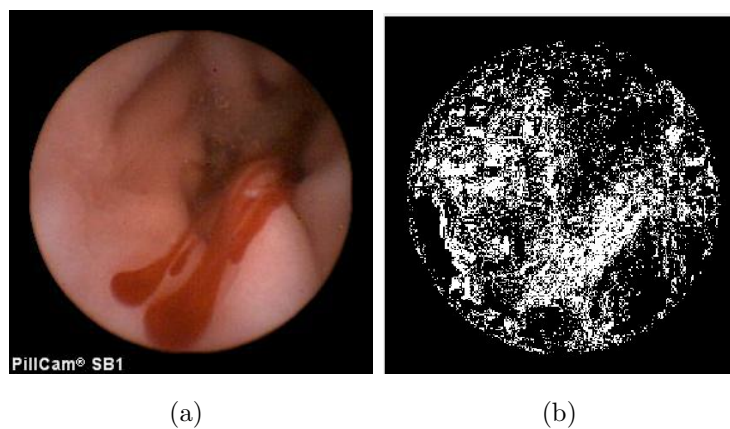


Fig. 5.1: Resultados obtidos a partir da aplicação do método baseado na utilização de PNN: (a) Imagem original portadora de hemorragia, (b) Imagem resultante após a aplicação do método.

Durante a explicação do método, foi referido que houve a necessidade de encontrar inicialmente um valor de *ground truth* para a construção deste modelo probabilístico. O facto da segmentação das zonas de interesse, zonas hemorrágicas, ter sido feita manualmente e uma vez que o processo é difícil de controlar, poderá ter originado o aparecimento de erros que, consequentemente induziram erros menores ao processamento do algoritmo, originando resultados irrealis.

Em contrapartida, o segundo método apresentado na mesma seção, método baseado nos valores de *threshold* duplo, cumpre inteiramente com o objetivo inicialmente proposto uma vez que auxilia corretamente na detecção da presença de hemorragia. Por observação da Fig. 5.2 é possível verificar que a hemorragia é devidamente detetada após a aplicação do método numa imagem que visivelmente apresenta esta anomalia.

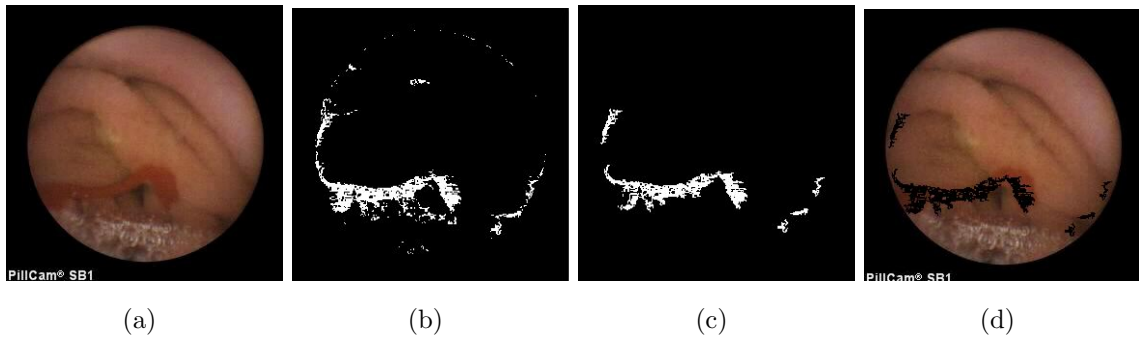


Fig. 5.2: Aplicação do método de detecção de hemorragia a uma imagem portadora de anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após a segmentação da região de interesse, com ruído, (c) Imagem após a remoção do ruído, (d) Resultado final.

Por outro lado, na Fig. 5.3, uma vez que esta imagem não apresenta hemorragia, é possível verificar que nada é detetado como anormal.

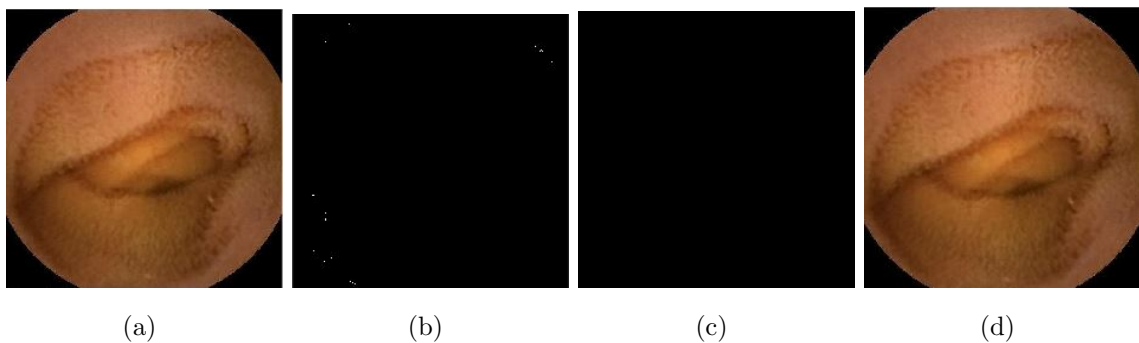


Fig. 5.3: Aplicação do método de detecção de hemorragia a uma imagem sem anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após a segmentação da região de interesse, com ruído, (c) Imagem após a remoção do ruído, (d) Resultado final.

Nestes casos, a imagem original (*input*) é automaticamente reproduzida como resultado final (*output*). Assim, este método baseou-se na detecção de forma empírica dos valores mínimos e máximos dos canais de R,G,B a fim de criar um valor de *threshold* duplo. Estes valores correspondem a uma gama de *pixels* que representa

a zona que contém hemorragia. Assim, caso a imagem contenha *pixels* dentro dos valores de *threshold* duplo definido, é considerado que a imagem apresenta hemorragia nessas zonas. Por outro lado, caso os valores de *pixels* de uma dada imagem não se enquadrem na gama de valores estipulada, significa que a imagem em análise não contém hemorragia em nenhuma zona.

Na tabela 5.2 é possível observar o resultado da matriz confusão associada a este método de detecção.

Tab. 5.2: Matriz confusão associada ao método de detecção de Hemorragia.

		Resultado do Teste	
		Positivo	Negativo
Estado Inicial/Natural	Verdadeiro	18	10
	Falso	4	3

Para o desenvolvimento e validação deste método foi necessário efetuar testes sobre um conjunto de 35 imagens provenientes de endoscopia por cápsula com diagnóstico conhecido, a fim de testar e validar a *performance* do método. Das 35 imagens analisadas, 14 não apresentam a anomalia e as restantes 21 contêm zonas com hemorragia. Assim, e analisando a matriz confusão, é possível constatar que os resultados são bastante positivos. Estes apresentam erros do tipo II (FN) em apenas 3 imagens, ou seja, das 21 imagens analisadas e portadoras de hemorragia apenas 3 não foram detetadas corretamente, sendo que, nas restantes 18 a presença de hemorragia foi devidamente detetada. Relativamente à aplicação deste método nas imagens normais (sem qualquer anomalia), verificou-se que 10 das 14 imagens que não continham qualquer anomalia foram detetadas corretamente, comprovando portanto que o paciente não é portador de hemorragia. As restantes 4 imagens apresentam resultados que comprovam a presença de esta anomalia, sendo esses resultados incorretos.

Na tabela seguinte, tabela 5.3, é possível observar as percentagem de sensibilidade, especificidade e exatidão dos dados, após aplicação do método de detecção de hemorragia nas 35 imagens.

Tab. 5.3: Resultados referentes às medidas estatísticas após aplicação do método de detecção de Hemorragia nas imagens.

RESULTADOS DAS MEDIDAS ESTATÍSTICAS	
Sensibilidade (%)	85,7
Especificidade (%)	71,4
Exatidão (%)	80,0

O facto da presença ou ausência de hemorragia estar diretamente relacionada com a tonalidade, facilita a sua detecção, uma vez que o interior da mucosa apresenta cor distinta do vermelho vivo da hemorragia. Analisando detalhadamente o resultado final da detecção de hemorragia de uma imagem que contém esta anomalia, alínea (d) da Fig. 5.2, pode-se verificar que o método não deteta a totalidade da zona correspondente à hemorragia. Este método localiza apenas a incidência local da zona correspondente à hemorragia, isto é, na imagem é detetada a preto apenas a zona onde há hemorragia e não todos os *pixels* que contém esta anomalia. Tal fato deve-se possivelmente à detecção de forma empírica dos valores de mínimo e máximo do *threshold* duplo, tendo sido essa uma das dificuldades deste projeto, encontrar os valores que englobassem todos os *pixels* correspondentes às zonas hemorrágicas de forma a obter uma segmentação perfeita dessas zonas. Assim, em trabalho futuro, considera-se oportuno desenvolver abordagens específicas em função do problema a resolver, combinando várias técnicas de processamento de imagem de forma a complementar o método aqui apresentado e melhorar o resultado da segmentação obtida.

No entanto e analisando os valores dos resultados propriamente dito, verifica-se que estes são satisfatórios, uma vez que as percentagens das medidas estatísticas são superiores a 70%. O primeiro parâmetro em análise é a sensibilidade. Este método de detecção apresenta um valor de 85,7%. Tal fato demonstra que a maioria das imagens analisadas são detetadas corretamente, ou seja, o diagnóstico do paciente é feito com sucesso. Relativamente à especificidade, apesar desta apresentar uma percentagem um pouco mais baixa, é igualmente satisfatório uma vez que em 71,4% dos casos os indivíduos não portadores da anomalia são detetados corretamente, isto é, as imagens que não apresentam hemorragia são diagnosticadas como imagens normais. Por último, a exatidão, que relaciona os resultados pretendidos face aos resultados obtidos, apresenta uma percentagem satisfatória que ronda os 80,0%.

É de salientar que teria sido uma mais valia para o estudo se o método tivesse sido testado em mais imagens, mas houve alguma dificuldade na recolha de imagens

através das bases de dados disponíveis *online*.

Assim, e face aos resultados obtidos, este método está apto para fazer com sucesso o diagnóstico atempado da presença ou ausência de hemorragia em imagens provenientes da endoscopia por cápsula. Na seção A.1 é possível observar mais resultados provenientes da aplicação deste método em imagens portadoras de hemorragia e em imagens que não apresentam esta anomalia.

5.2.2 Detecção de Pólipos

O método utilizado para a detecção de pólipos referido na seção 4.2.2 baseou-se essencialmente na transformada de *watershed*. Esta transformada é uma técnica morfológica de segmentação de imagens inspirada na divisão de superfícies em bacias hidrográficas. Durante a aplicação desta transformada no método, foram utilizadas sucessivas operações morfológicas e operações de reconstrução morfológica até se observar uma distinção notória entre o *foreground* e o *background*. Essa distinção permite salientar e diferenciar os objetos (zonas de maior volume) do fundo. Após a detecção e segmentação das zonas de maior volume (objetos), foi necessário fazer uma avaliação dessas zonas. Para tal, recorreu-se à recolha das medidas necessárias para as avaliar, uma vez que os pólipos apresentam a forma típica circular ou elítica. Assim houve a necessidade de recolher para todas as imagens as medidas necessárias para analisar a forma do objeto detetado, sendo essas medidas a área, a excentricidade, a *'EquivDiameter'* e a circularidade. Durante todo o processo e após observação das medidas obtidas, surgiu a necessidade de atribuir de forma empírica, valores mínimos e máximos (valor de *threshold* duplo) para cada uma dessas medidas a fim de criar uma gama de valores que iria corresponder aos valores aceitáveis para se considerar a zona detetada como pólipo. Assim, a distinção entre pólipo ou não pólipo, está diretamente relacionada com os valores obtidos através das medições que relacionam a proximidade da forma segmentada à forma típica de um pólipo (circular ou elítica). Caso os valores obtidos pelas medições estiverem dentro das gamas estipuladas empiricamente para cada parâmetro, é considerado que a imagem em análise apresenta pólipo. Caso contrário, se alguma das medidas obtidas não estiver dentro da gama de um dos parâmetros, a imagem em análise é automaticamente classificada como normal, ou seja, sem pólipo.

Pela observação das Fig. 5.4 e Fig. 5.5, reforça-se a importância da utilização da transformada de *watershed*, uma vez que esta foi essencial e imprescindível para a obtenção de uma segmentação correta dos pólipos, levando à obtenção de resultados

satisfatórios.

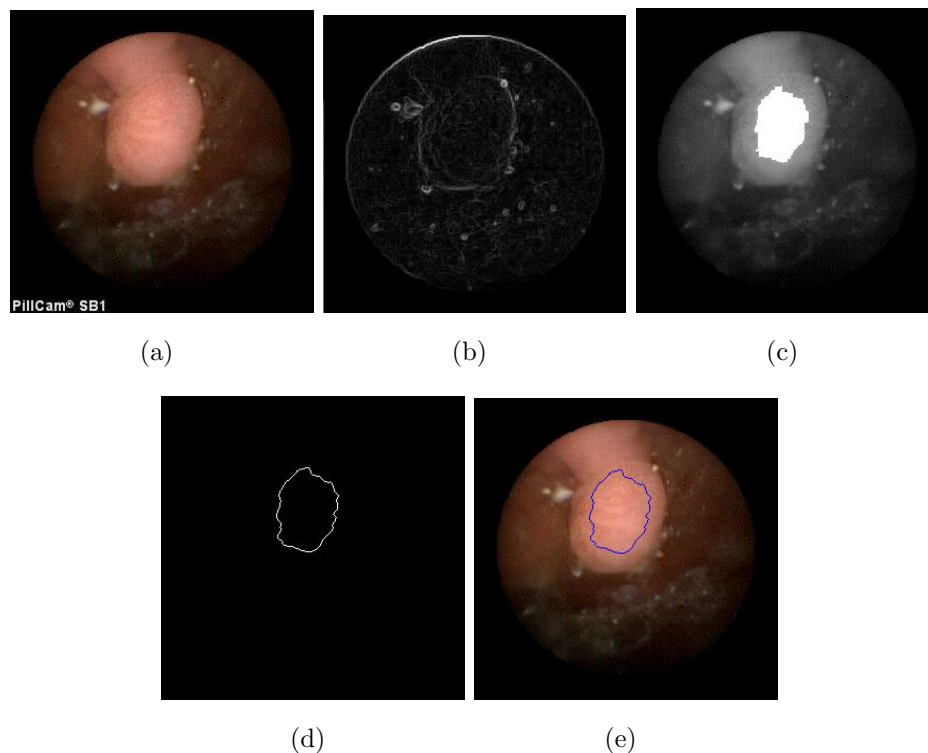


Fig. 5.4: Processamento de uma imagem portadora de pólipos: (a) Imagem original, (b) Imagem após realce da magnitude do gradiente, (c) Sobreposição da detecção dos máximos da imagem na imagem original em tons de cinza, (e) Imagem após a operação morfológica *'bwmorph'* do *Matlab*, (f) Imagem final.

Este método permite a segmentação correta e o contorno da zona de interesse. A inutilização desta transformada iria diagnosticar resultados irreais para o clínico, uma vez que não seria detetada a verdadeira zona de interesse. Na Fig. 5.4 ao contrário da Fig. 5.5, não está representado o resultado da transformada de *watershed*, uma vez que, na alínea (c) da Fig 5.4 já é detetada apenas uma zona como resultado da segmentação. Assim, para essa zona detetada são calculados todos os parâmetros em análise a fim de verificar que as medidas obtidas se enquadram na gama estipulada para cada parâmetro. Neste caso em análise, as medidas resultantes da segmentação estão dentro da gama de medidas estipuladas, concluindo que há presença de pólipos na imagem.

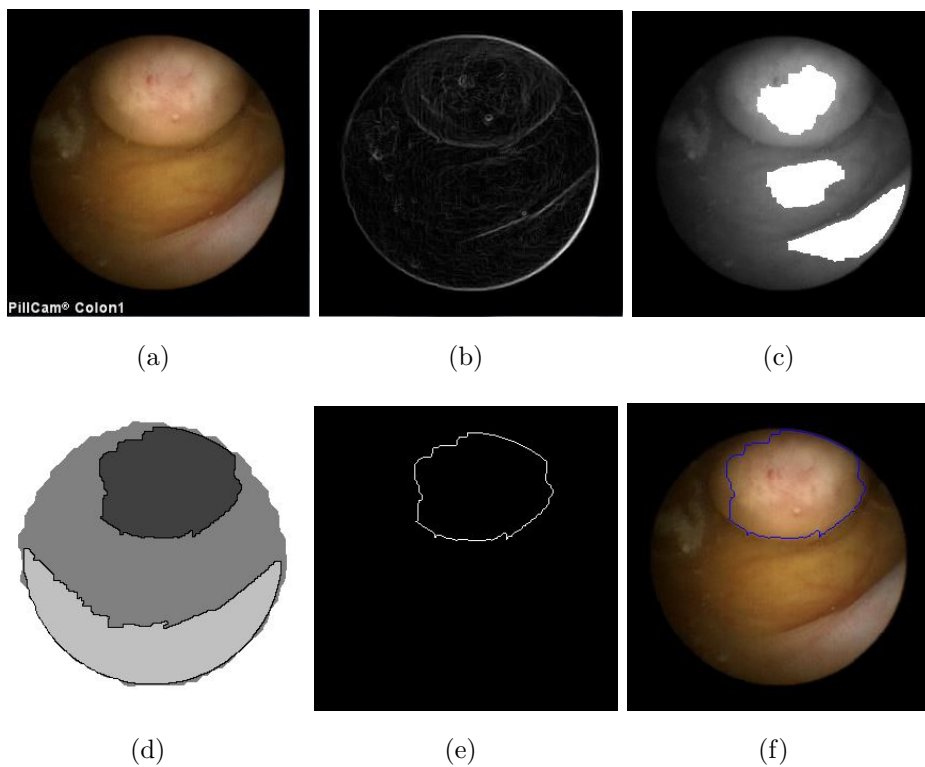


Fig. 5.5: Processamento de uma imagem portadora de pólipos: (a) Imagem original, (b) Imagem após realce da magnitude do gradiente, (c) Sobreposição da detecção dos máximos da imagem na imagem original em tons de cinza, (d) Imagem após método *watershed*, (e) Imagem após a operação morfológica *'bwmorph'* do *Matlab*, (f) Imagem final.

Na tabela 5.4 é possível observar a matriz confusão dos resultados obtidos após aplicação do método de detecção de pólipos a 75 imagens provenientes de endoscopia por cápsula.

Tab. 5.4: Matriz confusão associada ao método de detecção de Pólipos.

		Resultado do Teste	
		Positivo	Negativo
Resultado Real	Verdadeiro	20	30
	Falso	11	14

É de salientar que das 75 imagens, 41 não apresentam qualquer anomalia e as restantes 34 contêm a presença de pólipos. Portanto, e analisando a matriz confusão, é possível constatar que os resultados são positivos. Relativamente às 34 imagens portadoras de pólipos, apenas 14 apresentam erros do tipo II (FN), ou seja, a presença

de pólipos não foi detectada em 14 imagens. No entanto, o método nas restantes 20 imagens detectou corretamente a presença de pólipos. Relativamente às 41 imagens sem anomalia, 30 dessas imagens foram detetadas corretamente sendo diagnosticado a ausência de pólipos. No entanto, nas restantes 11 imagens, o método fez uma análise incorreta detetando a existência de pólipos apesar de este não existir.

Os resultados apresentados na tabela 5.5 correspondem à percentagem de sensibilidade, especificidade e precisão dos dados após a aplicação deste método de auxílio à deteção em 75 imagens.

Tab. 5.5: Resultados referentes às medidas estatísticas após aplicação do método de deteção de Pólipos nas imagens.

RESULTADOS DAS MEDIDAS ESTATÍSTICAS	
Sensibilidade (%)	58,8
Especificidade (%)	73,2
Exatidão (%)	66,7

O interior da mucosa intestinal está repleto de vilosidades. As vilosidades intestinais são dobras da parede interna do intestino que têm como principal função aumentar a superfície de absorção dos nutrientes resultantes da digestão. Estas vilosidades podem apresentar um volume bastante semelhante ao de um pólipos, dificultando assim a sua deteção. Mas, a forma de uma vilosidade intestinal não é semelhante à de um pólipos uma vez que é mais alongada e menos circular. Portanto, e uma vez que a transformada de *watershed* faz a distinção entre o *foreground* e o *background* detetando todos os picos de uma imagem, a aplicação desta transformada seria suficiente para a deteção dos objetos uma vez que detetaria também os pólipos. Surge no entanto a importância em associar a esta transformada as medidas para análise da forma cíclica ou elíptica.

Após a segmentação da zona desejada, verifica-se que os contornos obtidos em torno do pólipos são irregulares. Essa irregularidade deve-se provavelmente à existência de *pixels* com valores situados na fronteira entre o *background* e o *foreground*. Uma dificuldade inerente à morfologia do pólipos está na grande variedade de volumes que este poderá apresentar. Outro problema que ocorre frequentemente, consiste na sobreposição dos pólipos com as vilosidades intestinais devido ao fato de estes estarem encostados. Nestes casos é muito difícil estabelecer uma fronteira entre a vilosidade e o pólipos.

Analisando os resultados da tabela 5.5, verifica-se que estes são satisfatórios, uma

vez que as percentagens das medidas estatísticas calculadas rondam os 60% e os 70%. O primeiro parâmetro em análise, a sensibilidade, apresenta o valor 58,8%. Este valor significa que a maioria das imagens analisadas são detetadas corretamente, ou seja, o diagnóstico do paciente é feito com sucesso. De seguida, o parâmetro da especificidade apresenta uma percentagem um pouco mais alta, cerca de 73,2%. Esta percentagem significa que nestes casos os indivíduos sem a anomalia são detetados corretamente, isto é, as imagens que não apresentam qualquer presença de pólipos são diagnosticadas corretamente como imagens normais. A exatidão que calcula a relação entre os resultados pretendidos face aos resultados obtidos, apresenta consequentemente uma percentagem razoável que ronda os 66,7%.

É de salientar que, à semelhança do método de deteção de hemorragia, teria sido uma mais valia para o estudo se o método tivesse sido testado em mais imagens, mas houve alguma dificuldade em reunir imagens através das bases de dados disponíveis *online*. No entanto, e uma vez que este método possibilitou a deteção de anomalias, estaria também apto para ser utilizado a fim de auxiliar o clínico no diagnóstico atempado. Em trabalho futuro, seria muito importante, reduzir os falsos negativos, pois estes são os mais indesejados em ambiente clínico. Para tal, será necessário melhorar o processo de segmentação, complementando com métodos adicionais, mas também o processo de classificação, que poderá ser complementado com mais medidas ou pela utilização algoritmos de classificação, *machine learning*.

Na seção A.2, pode-se observar o resultado de mais algumas imagens após aplicação deste método.

5.2.3 Deteção de Vascularização - Aplicação Tecnologia NBI

Como referido na seção 4.2.3, a tecnologia NBI é uma mais valia para a medicina. Esta tecnologia melhora radicalmente a visibilidade de vasos sanguíneos e capilares usando de forma otimizada as propriedades de absorção e dispersão da luz. A tecnologia NBI permite ajudar o clínico na deteção precoce de cancro e diagnóstico de lesões malignas existentes no TGI uma vez que, na fase de crescimento dos tumores, o número de capilares na camada superficial da parede gastrointestinal aumenta. Portanto o uso da tecnologia NBI torna-se o método mais eficaz na deteção de lesões pré-malignas que precedem o aparecimento do tumor. Considerando que as lesões pré-cancerígenas se desenvolvem na camada mais superficial da mucosa gastrointestinal alterando a estrutura sanguínea nesta zona, a aplicação de compri-

mentos de onda superiores ao azul e verde (por exemplo, gama no vermelho), não traria vantagens a nível de diagnóstico. Assim, para o desenvolvimento deste método procedeu-se à separação dos três canais de cor (R,G,B) e aplicou-se um valor de *threshold* máximo para cada um dos canais, para que se criasse uma máscara a fim de realçar detalhes importantes e salientar os objetos de interesse. Todos os *pixels* que apresentassem valor superior ao valor máximo de *threshold* estipulado de forma empírica, passariam a *pixels* pretos. Posteriormente, aplicou-se ao resultado obtido na fase anterior a equalização adaptativa a fim de destacar a zona que contém vascularização. De seguida calculou-se a magnitude do gradiente para se poder salientar a vascularização e através da função '*bwmorph*' do *Matlab* isolou-se a vascularização.

Por observação da Fig. 5.6, o método descrito na seção 4.2.3 relativamente à deteção de vascularização proporcionou resultados bastante razoáveis. Após observação dos resultados destas duas imagens, verifica-se que quanto mais amplificada for a imagem, ou seja, quanto mais próximo da parede da mucosa for incidida a luz, melhor será a deteção da sua vascularização.

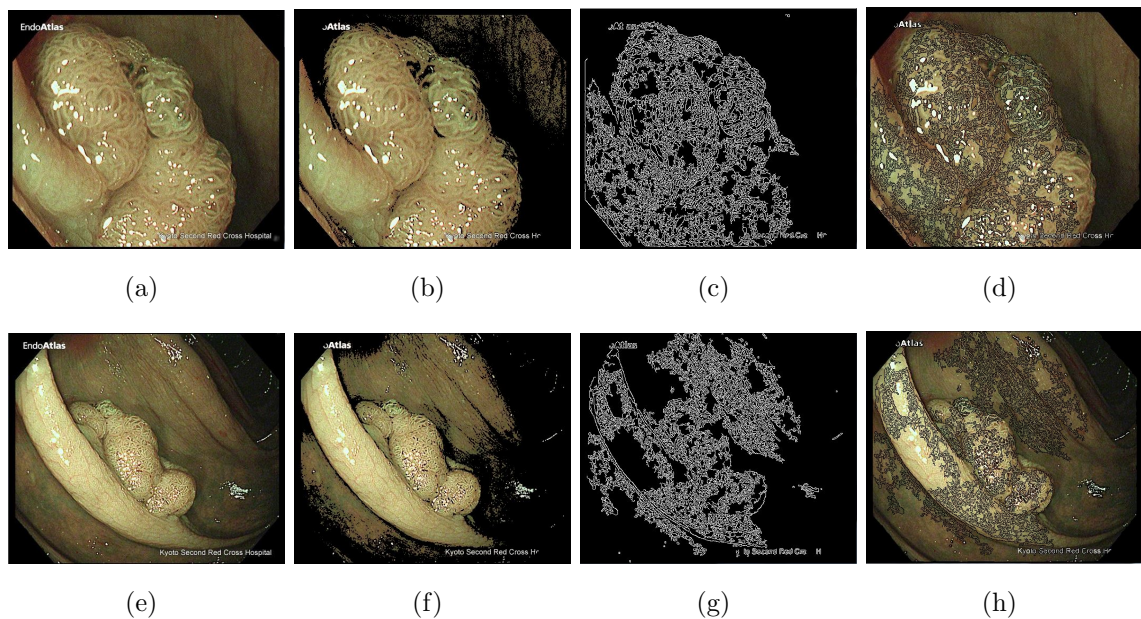


Fig. 5.6: Aplicação da tecnologia NBI: (a) Imagem amplificada original, (b) Imagem amplificada após estipulação de valor mínimo de *threshold*, (c) Imagem amplificada após a função '*bwmorph*' do *Matlab*, (d) Resultado final da imagem amplificada, (e) Imagem normal original, (f) Imagem normal após estipulação de valor mínimo de *threshold*, (g) Imagem normal após a função '*bwmorph*' do *Matlab*, (h) Resultado final da imagem normal.

Este método de deteção, à exceção dos outros métodos anteriormente referidos,

não tem termo de comparação quantitativo. No entanto, para se fazer a avaliação do método de uma forma estatística foram divididas as imagens em dois grupos, sendo eles as imagens que contêm uma segmentação quase perfeita dos vasos, ou seja, é detetada a vascularização, e as imagens em que não é detetada a vascularização. Assim, para validar visualmente o funcionamento do método num conjunto significativo de dados, foram utilizadas 55 imagens provenientes de endoscopia tradicional. É de salientar que este método apresenta resultados bastante satisfatórios uma vez que das 55 imagens analisadas, o método apenas não detetou 2, como se pode verificar na tabela 5.6. Na seção A.3, estão disponíveis alguns resultados referentes a este método.

Tab. 5.6: Resultados referentes à deteção de vascularização - aplicação tecnologia NBI.

Total Imagens	Nº Imagens detetada Vascularização	Nº Imagens não detetada Vascularização
55	53	2

MEDIDAS ESTATÍSTICAS

Taxa de Deteção (%) = 96,4
Taxa de Não Deteção (%) = 3,6

A aplicação deste método retorna resultados bastante positivos uma vez que apresenta uma taxa de deteção de vascularização muito próxima de 100%. Esta percentagem significa que o método consegue detetar de forma eficaz os vasos sanguíneos em imagens NBI, o que poderá ser bastante útil para o clínico, facilitando a análise de possíveis anomalias (pólipos malignos). O método só dá ênfase aos vasos sanguíneos, facilitando a sua análise e por isso pode facilitar o diagnóstico feito pelo clínico.

5.3 Protótipo de uma Interface Gráfica

Para facilitar a utilização das ferramentas disponibilizadas pelo *Matlab* e para uma melhor visualização e análise dos resultados, foi desenvolvida uma interface gráfica de interação com o utilizador (GUI - 'Graphical User Interface'). Para iniciar a criação de uma nova interface, basta escrever 'guide' (*GUI Design Environment*) no *command window* do *Matlab*, abrindo-se de imediato uma janela para edição do aspeto que irá ter a nova interface a ser construída. Assim, de modo a auxiliar a visualização dos resultados obtidos a partir dos métodos anteriormente referidos,

criou-se um protótipo de uma interface gráfica que engloba os três métodos anteriormente explicados. De modo a que a interface tenha sucesso, foi necessário facilitar a sua utilização desde o primeiro momento em que esta entra em contato com o clínico. Assim, esta é constituída por apenas 5 botões de interação, 2 partes gráficas e 1 caixa de texto representada em baixo, como se pode observar na Fig. 5.7.

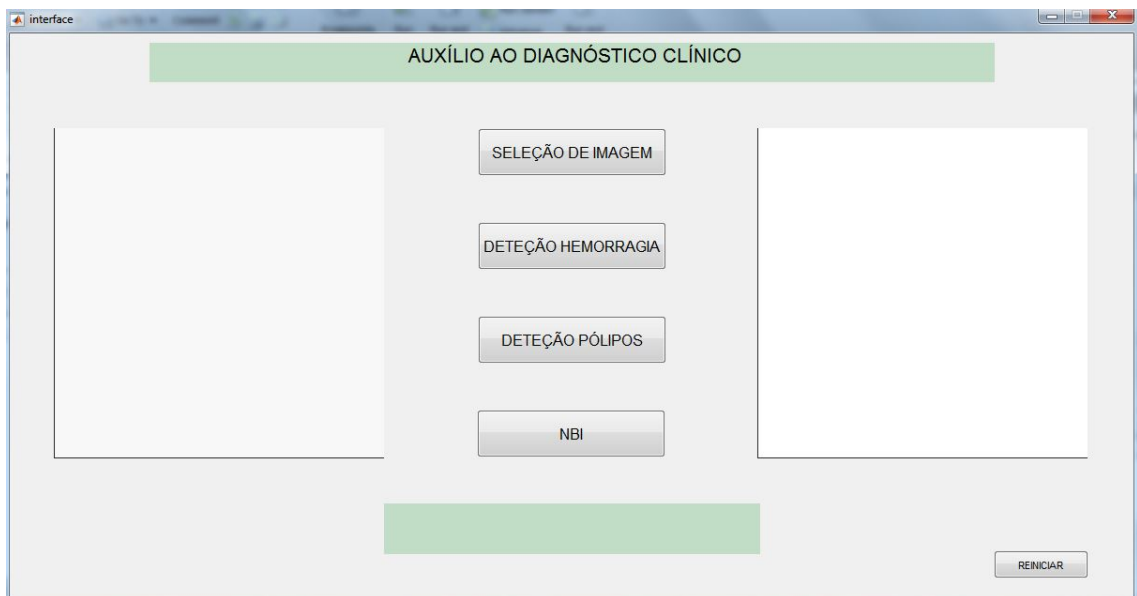


Fig. 5.7: *Fig-File* do protótipo da interface gráfica construída.

O primeiro botão, designado por 'SELEÇÃO DE IMAGEM', permitirá ao utilizador aceder à pasta onde estarão guardadas todas as imagens para posterior análise. Para que este primeiro contato com o utilizador seja positivo, esta funcionalidade deverá estar bastante clara e de acesso rápido. Portanto, esta pasta está dividida em três subpastas, sendo elas a pasta da 'Hemorragia', 'Polipos' e 'NBI', uma vez que as imagens são diferentes para cada método em análise. Assim, o clínico, após aceder ao botão superior, terá apenas de selecionar na pasta correspondente a imagem que pretende analisar. Posto isto, a imagem surgirá na parte gráfica do lado esquerdo, intitulada de 'Imagem Original', como se pode observar na Fig. 5.8.

Uma vez escolhida a imagem, segue-se para a visualização do resultado da aplicação do método nessa imagem. Caso o utilizador clique inicialmente numa imagem inserida na pasta 'Hemorragias' terá de clicar, nesta etapa, no botão 'DETEÇÃO HEMORRAGIA', caso pretenda analisar imagens da pasta 'Polipos', terá, consequentemente de clicar no botão 'DETEÇÃO PÓLIPOS' para poder visualizar o resultado pretendido e, por último, caso o utilizador pretenda visualizar a vascularização, terá de escolher a opção 'NBI' para poder gerar resultados. Os resultados

dos diferentes métodos serão posteriormente apresentados na parte gráfica superior do lado direito intitulada de 'Resultado'. Uma vez que se trata de um sistema de auxílio ao diagnóstico clínico, esta interface lança automaticamente uma mensagem de alerta para o clínico, caso exista a presença de anomalias, Fig. 5.9 e Fig. 5.11 ou caso não exista presença de anomalias, Fig. 5.10 e Fig. 5.12. Essa mensagem de alerta surgirá na caixa de texto representada abaixo.

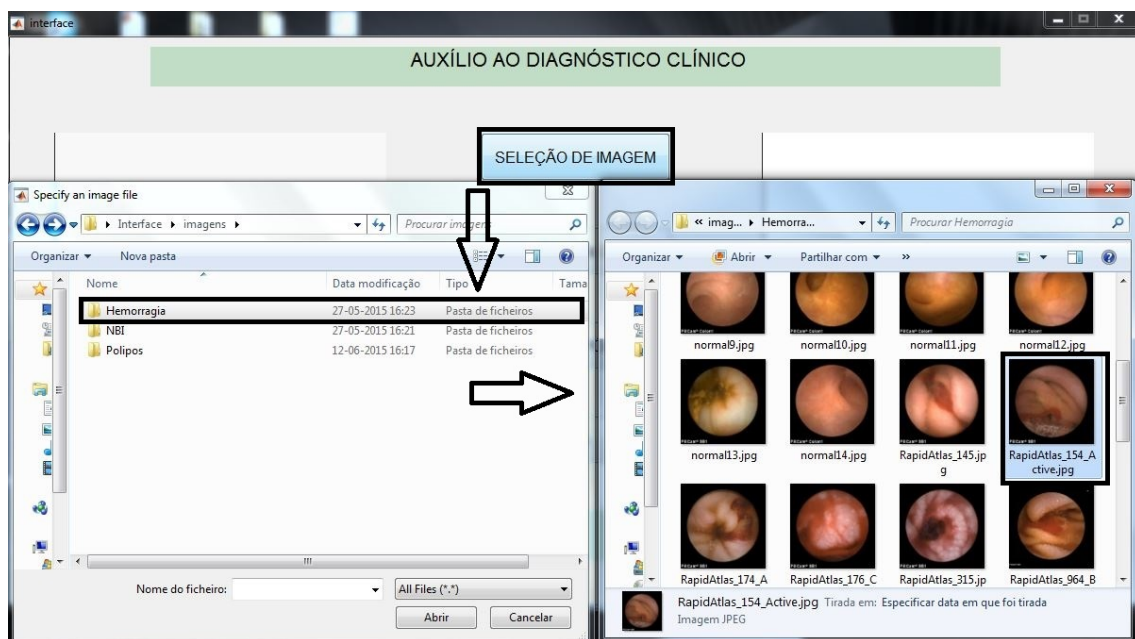


Fig. 5.8: Fig-File do protótipo da interface gráfica construída - Aquisição de Imagem.

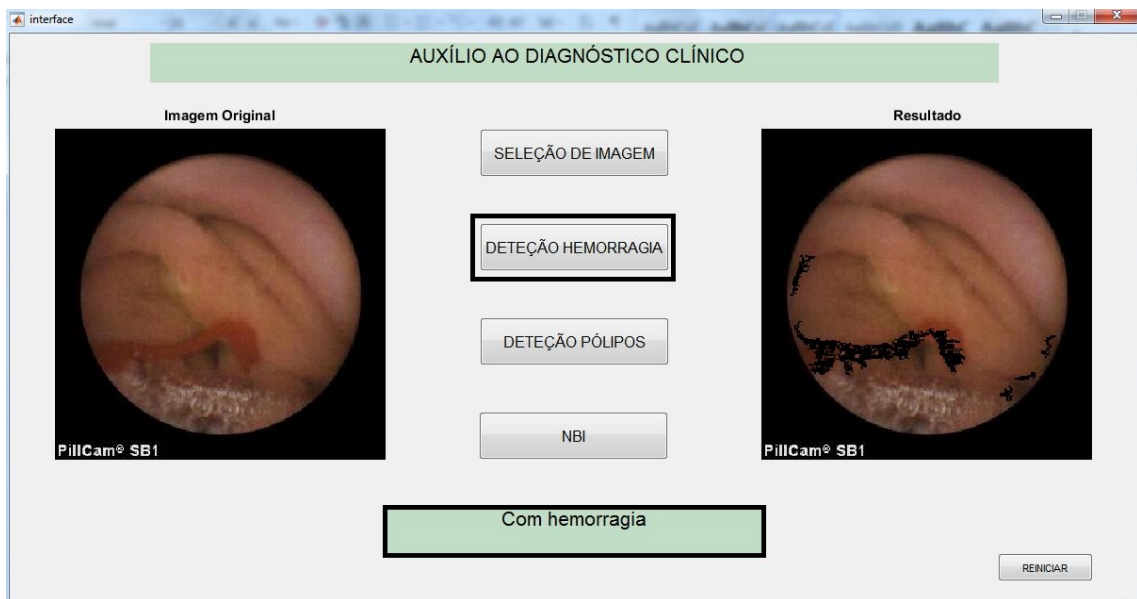


Fig. 5.9: *Fig-File* do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado à detecção de hemorragia, resultado final 'Com Hemorragia'.



Fig. 5.10: *Fig-File* do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado à detecção de hemorragia, resultado final 'Sem Hemorragia'.



Fig. 5.11: *Fig-File* do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado à detecção de pólipo, resultado final 'Com Pólipo'.



Fig. 5.12: *Fig-File* do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado à detecção de pólipo, resultado final 'Sem Pólipo'.

Relativamente à utilização desta interface para a visualização do método correspondente à detecção de vascularização, este apenas permite a visualização da 'Imagem Original' e do 'Resultado' uma vez que não é necessário lançar nenhuma mensagem de alerta para o clínico, como se pode observar na Fig. 5.13.



Fig. 5.13: *Fig-File* do protótipo da interface gráfica construída - Aplicado detecção de vascularização.

Após a visualização de uma determinada imagem é possível fazer o *reset* de todos os campos da interface, clicando apenas no botão 'REINICIAR'. Ao clicar neste botão, os resultados dos dados apresentados na interface desaparecem e a interface fica apta para fazer uma nova visualização e análise de uma qualquer imagem proveniente das 3 sub-pastas incorporadas na 'SELEÇÃO DE IMAGEM'.

Conclusão

Neste capítulo serão expostas de forma resumida todas as conclusões retiradas do projeto desenvolvido e de forma a dar continuidade a este trabalho, são efetuadas posteriormente algumas sugestões e observações.

6.1 Conclusões

O carcinoma, incluindo o CCR, é uma das doenças mais preocupantes do Mundo moderno. Devido aos danos associadas a este tipo de rastreio, ou seja, ao fato das técnicas tradicionais de colonoscopia e endoscopia serem bastante invasivas, a presença de pólipos malignos não é diagnosticada nem tratada atempadamente. A CE surgiu para contrariar esse fato, permitindo a captação de imagem ao longo de todo o TGI, inclusive o intestino delgado, o que nas técnicas tradicionais era impossível. A utilização desta cápsula *wireless*, uma vez que é pouco invasiva, segura e eficaz, passou a ser uma forma de rastreio bastante plausível.

Neste projeto, foi implementado uma abordagem direcionada à detecção automática de hemorragias e à presença de pólipos a partir de imagens provenientes da endoscopia por cápsula, com a finalidade de tornar a detecção destas patologias mais precisa e atempada. Simultaneamente, foi também estudada e analisada a aplicabilidade da tecnologia de NBI para detecção da vascularização da mucosa. Portanto, o emergir da constante necessidade de um diagnóstico atempado proveniente da endoscopia por cápsula vem proporcionar a criação de um novo *software* que analisa automaticamente, imagem a imagem, um exame completo de CE.

A pesquisa efetuada sobre o sistema digestivo, numa fase inicial do projeto, foi bastante útil para a compreensão da anatomia e fisiologia deste sistema. A investi-

gação das características associadas à hemorragia, nomeadamente o aspeto e a cor, bem como o aparecimento, desenvolvimento e o estudo de características associadas ao pólipo, tais como a estrutura, os vários tipos e a morfologia, permitiram uma vasta recolha de informação para posterior desenvolvimento dos métodos de deteção destas anomalias. Esta investigação culminou na necessidade de fazer uma recolha bibliográfica do estado de arte dos métodos de diagnóstico desenvolvidos por outros autores que permitem a deteção atempada destas patologias, destacando as suas vantagens e as suas desvantagens. Para cumprir com um dos objetivos propostos inicialmente neste projeto, o desenvolvimento de um protótipo de *software* de auxílio ao diagnóstico clínico que possibilite a deteção atempada da presença de hemorragia e pólipo e vascularização, foi necessário a compreensão da evolução histórica da CE e a compreensão detalhada do seu funcionamento, movimento e captura de imagem.

A deteção da presença de hemorragias, pólipos e da vascularização na mucosa intestinal, pode ser realizada através de endoscopia/colonoscopia ou por endoscopia por cápsula, no entanto, o tempo gasto durante a análise pelo especialista nas imagens resultantes destes tipos de exames pode ser substancialmente reduzido usando técnicas de processamento e análise computacional de imagens. Para isso existem algoritmos que podem ser aplicados às imagens endoscópicas, como os métodos de pré-processamento e de segmentação.

Relativamente à deteção de hemorragia, o cálculo dos valores mínimos e máximos de todas as imagens, para cada um dos canais do modelo de cor RGB, possibilitaram a criação de um valor de *threshold* duplo. Este valor de *threshold* duplo, juntamente com algumas operações morfológicas e operações locais, permitiram a segmentação da zona correspondente à hemorragia, obtendo resultados de sensibilidade, especificidade e exatidão acima dos 70%. A utilização da transformada de *watershed* foi bastante útil para a deteção de pólipos. Esta transformada juntamente com o cálculo de medidas associadas à forma típica de um pólipo, permitiram a deteção automática desta anomalia, obtendo resultado de sensibilidade, especificidade e exatidão próximos dos 60%. A vascularização da mucosa intestinal foi detetada recorrendo-se essencialmente à definição de valores máximos de *threshold* para cada uma dos canais RGB, sendo que, este método apresentou uma taxa de deteção da vascularização muito próxima dos 100%.

A deteção da presença destas duas anomalias, assim como a deteção da vascularização, torna-se mais simplificada através do uso da interface gráfica projetada. Esta interface permite a visualização dos resultados, ou seja, da presença ou ausência das anomalias, de uma forma bastante simplista.

Em suma, verifica-se que estes métodos de detecção cumpriram com os objetivos inicialmente propostos estando este protótipo de interface apto para fazer uma detecção automática atempada das anomalias em estudo.

6.2 Trabalho Futuro

A título pessoal, considero que os algoritmos usados, assim como as ferramentas do *Matlab* e os dados obtidos a partir das imagens médicas exploradas, me proporcionaram um amplo conhecimento sobre esta matéria, processamento de imagem médica. Como referido, esta é uma técnica recente e surgem diariamente novos casos e dados a necessitarem de análise. O conhecimento aqui gerado é uma porta aberta para novas investigações futuras, constituindo apenas mais um passo num permanente caminho a percorrer, num campo que exige um constante envolvimento e dedicação, dado que são, felizmente, constantes as inovações tecnológicas no campo da saúde, solicitando cada vez mais métodos que simplifiquem o processo de diagnóstico de uma forma precisa e atempada.

Uma dificuldade comum a todos os métodos testados reside na recolha de imagens, uma vez que, o método para ser ainda mais robusto deveria ser testado num maior número de imagens. Nos dois primeiros métodos, detecção de hemorragia e pólipos, houve alguma dificuldade na segmentação perfeita e completa da zona de interesse a estudar. Tal fato deve-se possivelmente à dificuldade na distinção de zonas pertencentes a diferentes estruturas com tonalidades de cinzento muito próximas, sendo esta dificuldade mais evidente quando a imagem é muito clara. Assim, futuramente, considera-se importante desenvolver outras abordagens específicas em função deste problema, combinando várias técnicas de processamento de imagem de forma a complementar os métodos desenvolvidos a fim de melhorar o resultado das segmentações obtidas. No método de detecção de pólipos, a adição de um método complementar de segmentação poderia melhorar significativamente os resultados, uma vez que, há muitas imagens em que parte da parede do cólon está muito próxima da câmara e, portanto, apresenta uma intensidade muito maior do que o resto da imagem. Tal fato resulta na obtenção de resultados falsos negativos que são bastante indesejados em ambiente clínico. Outra forma de melhorar a detecção de pólipos malignos seria a conjugação com as imagens NBI uma vez que a vascularização na mucosa intestinal, torna-se mais evidente na presença de anomalias. Relativamente às imagens adquiridas pela CE, estas apresentam uma baixa resolução/qualidade de imagem o que, certamente, será melhorado com a evolução da tecnologia, facilitando

de certa forma a aplicação das técnicas de processamento e a análise de imagem. Os métodos de decisão utilizados neste projeto baseiam-se essencialmente nos valores de *threshold* retirados a partir da análise empírica da imagem. No entanto, estes métodos podem ser melhorados acrescentando técnicas complementares de classificação através da utilização de algoritmos de *machine learning* com aprendizagem supervisionada (*supervised learning*) ou não supervisionada (*unsupervised learning*).

Não obstante, e com o intuito de englobar este tema junto da comunidade científica, foi elaborado um artigo intitulado ‘*Computer-aided detection of gastrointestinal disorders in capsule endoscopy images*’ que incorpora o tema da tese juntamente com o projeto *PhotonicPill* desenvolvido a cabo da empresa INOVA+. Este artigo foi submetido em Julho na revista ‘*Journal of Public Health Frontier (PHF)*’, estando a aguardar neste momento uma decisão de publicação. Paralelamente a esta submissão, foi também submetido o *abstract* referente a este trabalho com o título ‘*Automated Detection of Gastrointestinal Disorders in Capsule Endoscopy Images for Clinical Diagnosis Support*’, na conferência ‘*IPEM Medical Physics and Engineering Conference*’ em Junho, tendo sido aceite para fazer uma apresentação oral na conferência a realizar em Setembro de 2015.

Bibliografia

- [1] Kumar V. and Abbas A. and Fausto N. and Mitchell R., *Robbins and Cotran Pathologic basis of disease*. Elsevier, 8 ed., 2007.
- [2] American C., “Cancer Facts Figures 2011.” American Cancer Society, 2011.
- [3] Miranda N., Nogueira P., Silva A., Rosa M., Alves M. and Afonso D., *Portugal - Doneças Oncológicas em Números* . Direção Geral de Saúde, 10 2013.
- [4] Denis B., Sauleau E., Gendre I., Piette C., Bretagne F. and Perrin P., “Measurement of Adenoma Detection and Discrimination During Colonoscopy in Routine Practice: and Exploratory Study,” *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 74, no. 6, pp. 1325–1336, 2011.
- [5] Seeley R., Stephens T. and Tate P, *Anatomy Physiology*. McGraw-Hill Higher Education, 6 ed., 2003.
- [6] Williams PL. and Warwick R., *Gray’s Anatomy*. Edinburgh:Churchill Livingstone, 38 ed., 1995.
- [7] Widmaier E., Raff H. and Strang K., *Vander’s Human Physiology: The Mechanism of Body*. The McGraw-Hill Companies 2001, 2006.
- [8] Akin E., Bolat A., Buyukasik S., Selvi E. and Eroy O. , “Comparison between Capsule Endoscopy and Magnetic Resonance Enterography for the Detection of Polyps of the Small Intestine in Patients with Familial Adenomatous Polyposis,” *Gastroenterology Research and Practice*, 2012.
- [9] Pinto G., “Carcinoma colo-rectal:diagnóstico e tratamento,” tech. rep., Faculdade de Medicina Universidade do Porto, 4 2010.
- [10] Winawer S., Classen M. and Lambert R., “Triagem do câncer colorretal,” *World Gastroenterology Organisation/Internation Digestive Cancer*, 2007.
- [11] Pedrosa J., Rodrigues A., Silva A., Oliveira A., Castanheira A., Andrade C., Fonseca C., Silva F., Vasconcelos H., Morna H. and Guerreiro H., *Situações Urgentes em Gastreenterologia*. Rabiscos de Luz, 2006.

- [12] Shemari M. and Helmi H., "Pathology Team. Colonic tumors and polyps." 2012.
- [13] Verger A., Reuter M. and Beccaria M., "La biografia de Philipp Bozzini un idealista de la endoscopia," *Actas Urológicas Espanolas*, vol. 31, pp. 437–444, 5 2007.
- [14] Febrer J., "Epónimos y Biografías - Adolf Kussmaul," *historiadelmedicina.org*, pp. 1–8, 4 2013.
- [15] Sousa A., "Sistemas Interactivos para Gastroenterologia," Master's thesis, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, 10 2012.
- [16] Bandorski D., Jakobs R., Hoeltgen R., Wieczorek M. and Keuchel M., "Capsule Endoscopy in Patients with Cardiac Pacemakers and Implantable Cardioverter Defibrillators: (Re)evaluation of Current State in Germany, Austria and Switzerland 2010," *Gastroenterology Research and Practice*, 2012.
- [17] Ishiguro H., Saito S., Imazu H., Aihara H., Kato T. and Tajiri H., "Esophageal Capsule Endoscopy for Screening Esophageal Varices among Japanese Patients with Liver Cirrhosis," *Gastroenterology Research and Practice*, 2012.
- [18] Yu M., "M2A Capsule Endoscopy - A Breakthrough Diagnostic Tool for Small Intestine Imaging," in *Gastroenterology Nursing*, pp. 24–27, InTech, 10 2001.
- [19] Pan G. and Wang L., "Swallowable Wireless Capsule Endoscopy: Progress and Technical Challenges," *Gastroenterology Research and Practice*, 2012.
- [20] Mackiewicz M., *Capsule Endoscopy - State of the Technology and Computer Vision Tools After The First Decade*, ch. 7, pp. 104–108. InTech, 2011.
- [21] LI C., Zhang B., Chen C. and LI Y., "OMOM Capsule Endocopy in Diagnosis of Small Bowel Disease," *Journal of Zhejiang University SCIENCE B*, pp. 857–862, 6 2008.
- [22] Given, *PillCam Capsule Endoscopy*. Given Imaging Ltd., 3 2013.
- [23] Basar M., Malek F., Juni K., Idris M. and Saleh M., "Ingestible Wireless Capsule Technology: A review of Development and Future Indication," *International Journal of Antennas and Propagation*, vol. 1-13, 12 2012.
- [24] Kim H., Kim Y., Kim H., Park S., Park J., Shin S., Cheon J., Lee S., Lee Y., Park S., Bang S. and Song S., "A Pilot Study of Sequential Capsule Endoscopy Using MicroCam and PillCam SB Devices with Different Transmission Technologies," *Gut and Liver*, vol. 4, pp. 192–200, 6 2010.
- [25] Alves A., "Projeto de uma Sala de Diagnóstico por Cápsula Endoscópica," Master's thesis, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2 2011.

- [26] Bark L., Arkani J. and Gorsetman J., “Capsule Retentions and Incomplete Capsule Endoscopy Examinations: An Analysis of 2300 Examinations,” *Gastroenterology Research and Practice*, 2012.
- [27] Ladas S., Triantafyllou K., Spada C., Riccioni M., Rey J., Niv Y., Delvaux M., Franchis R. and Costamagna G., “European Society of Gastrointestinal Endoscopy (ESGE): Recommendations(2009) on clinical use of video capsule endoscopy to investigate small-bowel, esophageal and colonic diseases,” *Endoscopy*, vol. 42, pp. 220–227, 2010.
- [28] Assirati F., Hashimoto C., Dib R., Fontes L. and Navarro-Rodriguez T., “Diagnóstico da Doença do Refluxo Gastroesofágico com Endoscopia de Alta Definição e ”Narrow Band Imaging
,” *ABCD. Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva*, vol. 27, pp. 59–65, 2014.
- [29] Lukes P., Zabrodsky M., Plzak J., Chovanec M., Betka J., Foltynova E. and Betka J., *Endoscopy*, ch. 5, pp. 75–87. Narrow Band Imaging (NBI) - Endoscopic Method for Detection of Head and Neck Cancer, 2013.
- [30] Geavlete B., Jecu M., Multescu R. and Geavlete P., “Narrow-Band Imaging Cystoscopy in Non-Muscle-Invasive Bladder Cancer: a Prospective Comparison to the Standard Approach,” *Therapeutic Advances in Urology*, vol. 4, no. 5, pp. 211–217, 2012.
- [31] Zeihofer P., “Sensoriamento Remoto,” *Centre for Remote Sensing Canada*, 8 1996.
- [32] Lopes D., Silva F. and Bonfim M., “Desenvolvimento do algoritmo para processamento de imagens digitais para diagnóstico de melanoma,” Master’s thesis, Centro Universitário Católica Lasensiano Auxilium - Araçatuba SP, 2013.
- [33] Toennies K., *Guide to Medical Analysis: Methods and Algorithms*. Springer, 2012.
- [34] Cidre D., “Análise Computacional de Imagens de Focos de Criptas Aberrantes,” tech. rep., Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 6 2011.
- [35] Esquef I. and Albuquerque M., “Processamento Digital de Imagens,” *Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas*, 2 2003.
- [36] Russ J., *Image Processing Handbook*. CRC Press, 6 ed., 2011.
- [37] Park J., Lee Y. and Yoon G., “Image Processing Using Color and Object Information for Wireless Capsule Endoscopy,” *International Scholarly and Scientific Research Innovation*, vol. 7, pp. 1088–1091, 6 2003.
- [38] Penna B., Tillo T., Grangetto M., Magli E. and Olmo G., “A Technique for Blood Detection in Wireless Capsule Endoscopy Images,” *17Th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, pp. 1864–1868, 8 2009.

- [39] Pan G., Xu F. and Chen J., “A Novel Algorithm for Color Similarity Measurement and the Application for Bleeding Detection in WCE,” *I.J. Image, Graphics and Signal Processing*, vol. 5, pp. 1–7, 2011.
- [40] Mackiewicz M., Fisher M. and Jamieson C., “Bleeding Detection in Wireless Capsule Endoscopy using adaptive colour histogram model and Support Vector Classification,” *Proceedings of SPIE-Medical Imaging*, vol. 6914, pp. 69140R–1–12, 2008.
- [41] Hwang S., Oh J., Cox J., Tang S. and Tibbals H., “Blood Detection in Wireless Capsule Endoscopy using Expectation Maximization Clustering,” *Proceedings of SPIE-Medical Imaging*, vol. 6144, pp. 61441P–1–11, 2006.
- [42] Cotilho R., “Detection and Classification of Human Colorectal Polyps ,” Master’s thesis, Instituto Superior Técnico - Universidade Técnica de Lisboa, 10 2011.
- [43] Hwang S. and Celebi E., “Polyp Detection in Wireless Capsule Endoscopy Videos Based on Image Segmentation and Geometric Feature,” *International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, pp. 678–681, 2010.
- [44] Alexandre L., Casteleiro J. and Nobre N., “Polyp Detection in Endoscopic Video Using SVMs,” *Springer-Verlag Berlin Heidelberg*, pp. 358–365, 2007.
- [45] Figueiredo P., Figueiredo I., Prasath S. and Tsai R., “Automatic Polyp Detection in PillCam Colon2 Capsule Images and Videos: Preliminary Peasibility Report,” *Hindawi Publishing Corporation Diagnostic and Therapeutic Endoscopy*, vol. 2011, pp. 1–7, 3 2011.
- [46] Hafner M., Liedlgruber M., Uhl A., Vecsei A. and Wrba F., “Delaunay Triangulation-based Pit Density Estimation for the Classification of Polyps in Highmagnification Chromo-Colonoscopy,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 107, no. 3, pp. 565–581, 2012.
- [47] Barbosa D.,Roupar D.,Ramos J.,Tavares A. and Lima C., “Automatic Small Bowel Tumor Diagnosis by using multi-scale wavelet-based analysis in wireless capsule endoscopy images,” *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 11, no. 3, pp. 1–17, 2012.
- [48] Mamonov A., Figueiredo I., Figueiredo P. and Tsai Y., “Automated Polyp Detection in Colon Capsule Endoscopy,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 33, pp. 1488–1502, 3 2014.
- [49] Stehle T., Auer R., Gross S., Behrens A., Wulff J., Aach T., Winograd R., Trautwein C. and Tischendorf J., “Classification of Colon Polyps in NBI Endoscopy Using Vascularization Features,” in *Medical Imaging 2009: Computer-Aided Diagnosis*, vol. 7260, (Orlando, USA), SPIE, 2 2009.

- [50] Gross S., Kennel M., Stehle T., Wulff J., Tischendorf J., Trautwein C. and Aach T., “Polyp Segmentation in NBI Colonoscopy,” in *Bildverarbeitung für die Medizin 2009*, pp. 252–256, Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [51] Ganz M., Yang X. and Slabaugh G., “Automatic Segmentation of Polyps in Colonoscopic Narrow-Band Imaging Data,” *Journal of Latex Class Files*, vol. 6, 1 2007.
- [52] Tseng P., Chen C., Chiu H., Liao W., Wu M., Lin J., Lee Y. and Wang H., “Performance of Narrow Band Imaging and Magnification Endoscopy in the Prediction of Therapeutic Response in Patients with Gastroesophageal Reflux Disease,” *J Clin Gastroenterol*, vol. 45, pp. 501–506, 11.
- [53] Gonzalez R. and Woods R., *Digital Image Processing*. Prentice Hall, second ed., 2002.
- [54] Chien C. and Tseng D., “Color Image Enhancement With Exact HSI Color Model,” *Internation Journal of Innovative*, vol. 7, pp. 6691–6710, 12 2011.
- [55] Pan G., Yan G. and Qiu X., *Bleeding Detection in Wireless Capsule Endoscopy Based on Probabilistic Neural Network*, ch. 35, pp. 1477–1484. J Med Systems, 2010.
- [56] Beale M., Hagan M. and Demuth H., *Neural Network Toolbox . User’s Guide*. MathWorks, 2015.
- [57] Araujo F., “Método para Extração e Caracterização de Lesões de Pele usando Difusão Anisotrópica, Crescimento de Regiões, Eatersheds e Contornos Ativos ,” Master’s thesis, Universidade Estadual Paulista, Brasil, 2010.
- [58] Amaral A., “Desenvolvimento de Técnicas de Análise de Imagem para Aplicação em Processos Biotecnológicos,” Master’s thesis, Universidade do Minho, 1998.
- [59] Prates R., “Uma Metodologia para Extração de Marcadores para Segmentação da Espuma de Flotação Empregando Análise de Imagens ,” tech. rep., Universidade Federal de Ouro Preto - Escola de Minas, 4 2013.

Apêndice A

Anexos

A.1 Imagens Hemorragia

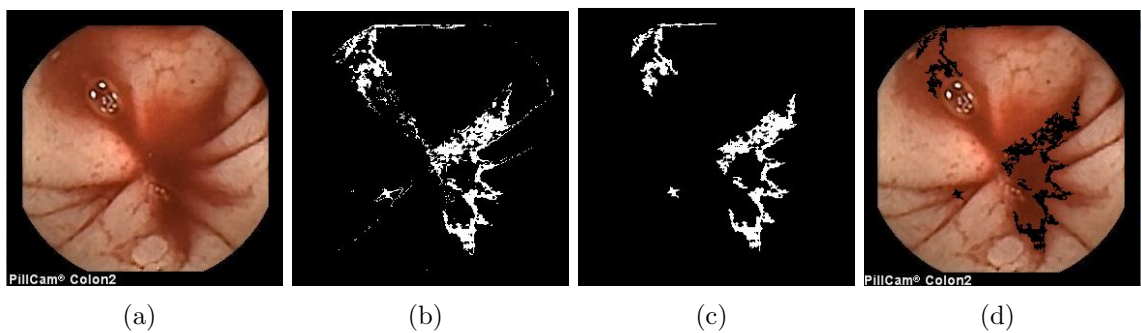


Fig. A.1: Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem portadora da anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após a segmentação da região de interesse, com ruído, (c) Imagem após a remoção do ruído, (d) Resultado final.

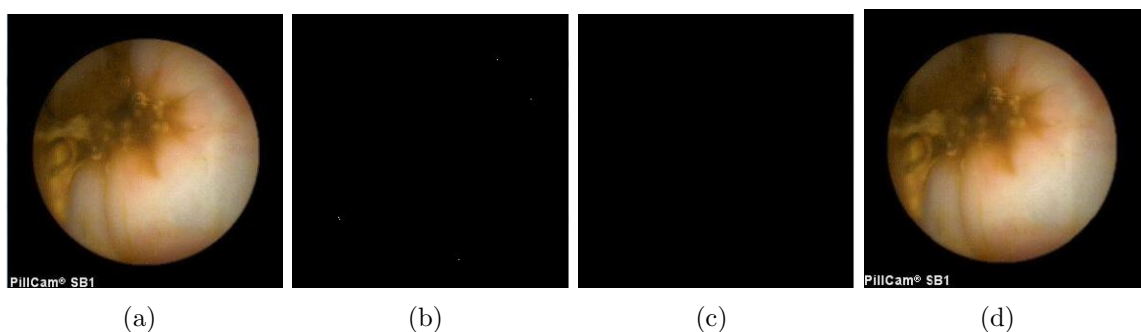


Fig. A.2: Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem sem anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após a segmentação da região de interesse, com ruído, (c) Imagem após a remoção do ruído, (d) Resultado final

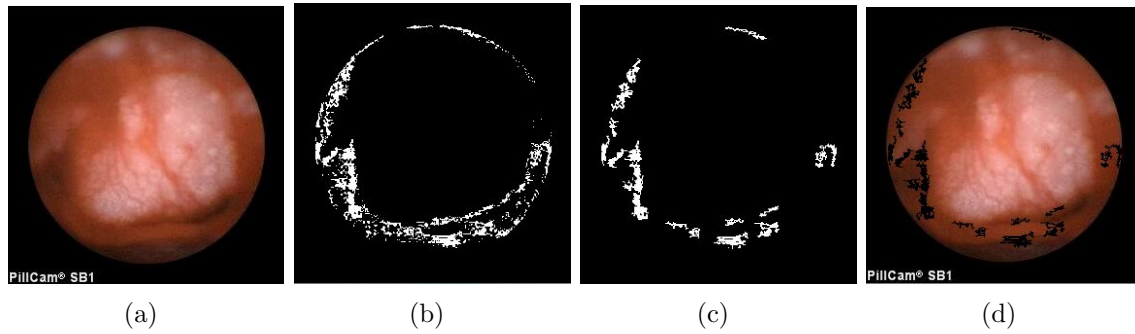


Fig. A.3: Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem portadora da anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após a segmentação da região de interesse, com ruído, (c) Imagem após a remoção do ruído, (d) Resultado final.

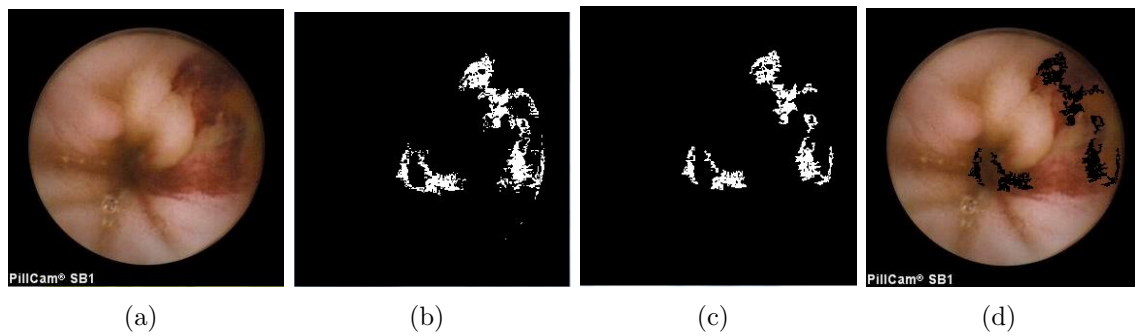


Fig. A.4: Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem portadora da anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após a segmentação da região de interesse, com ruído, (c) Imagem após a remoção do ruído, (d) Resultado final.

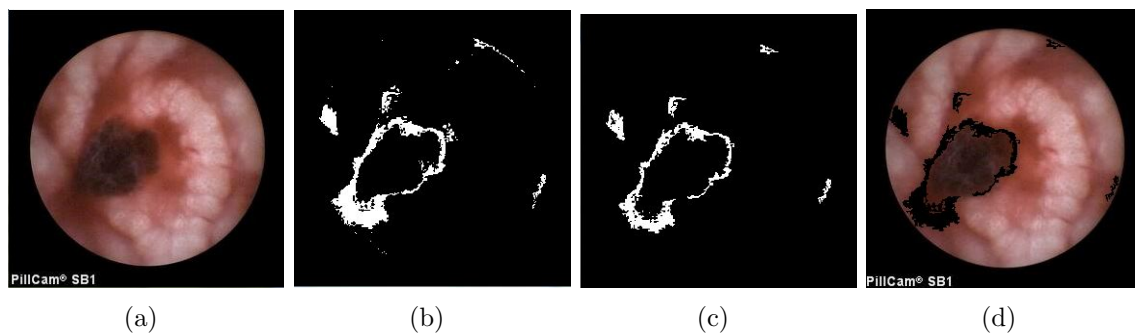


Fig. A.5: Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem portadora da anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após a segmentação da região de interesse, com ruído, (c) Imagem após a remoção do ruído, (d) Resultado final.

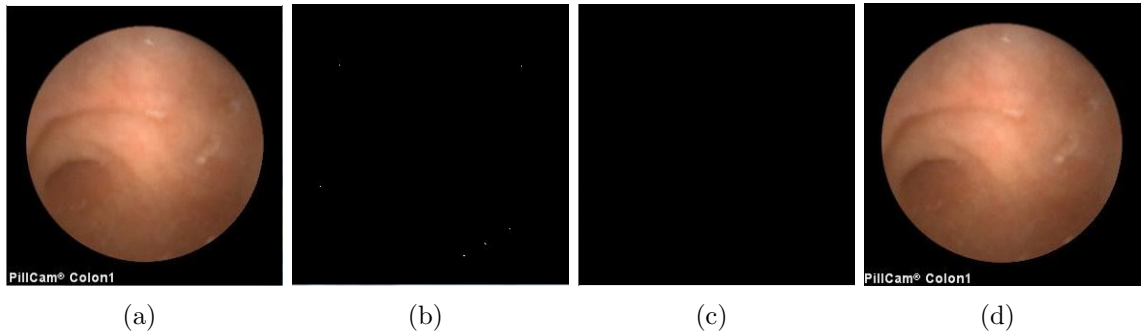


Fig. A.6: Aplicação do método de detecção de hemorragia a um imagem sem anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após a segmentação da região de interesse, com ruído, (c) Imagem após a remoção do ruído, (d) Resultado final.

A.2 Imagens Pólipos

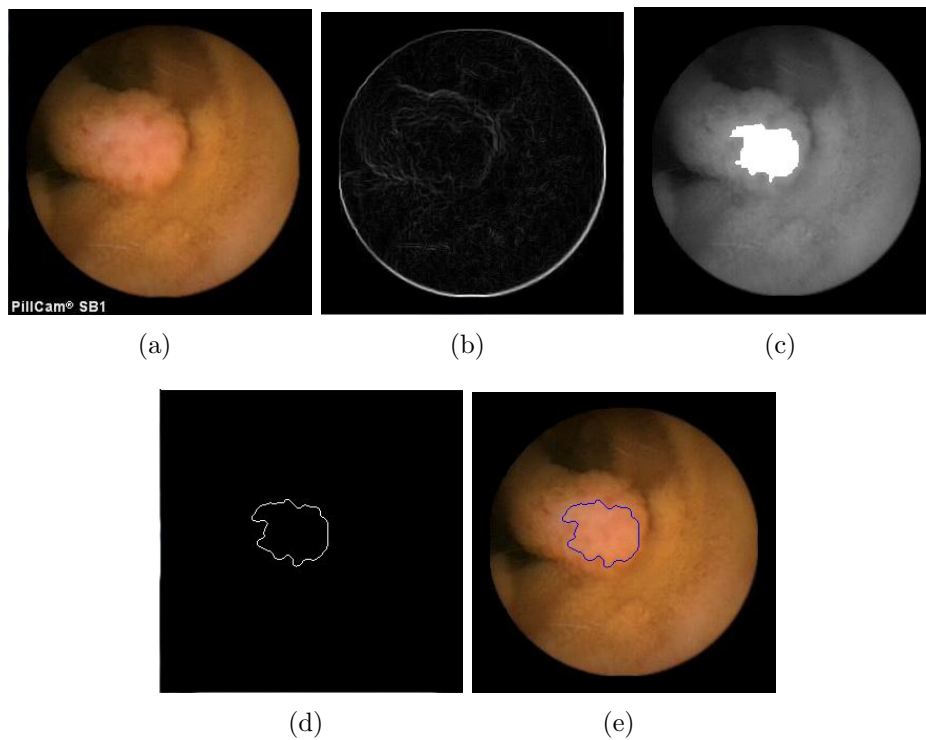


Fig. A.7: Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após realce do gradiente de magnitude, (c) Sobreposição dos objetos detetadas com a imagem original em tons de cinza, (d) Resultado da zona de interesse após aplicação da operação morfológica 'bw-morph' do *Matlab*, (e) Imagem final.

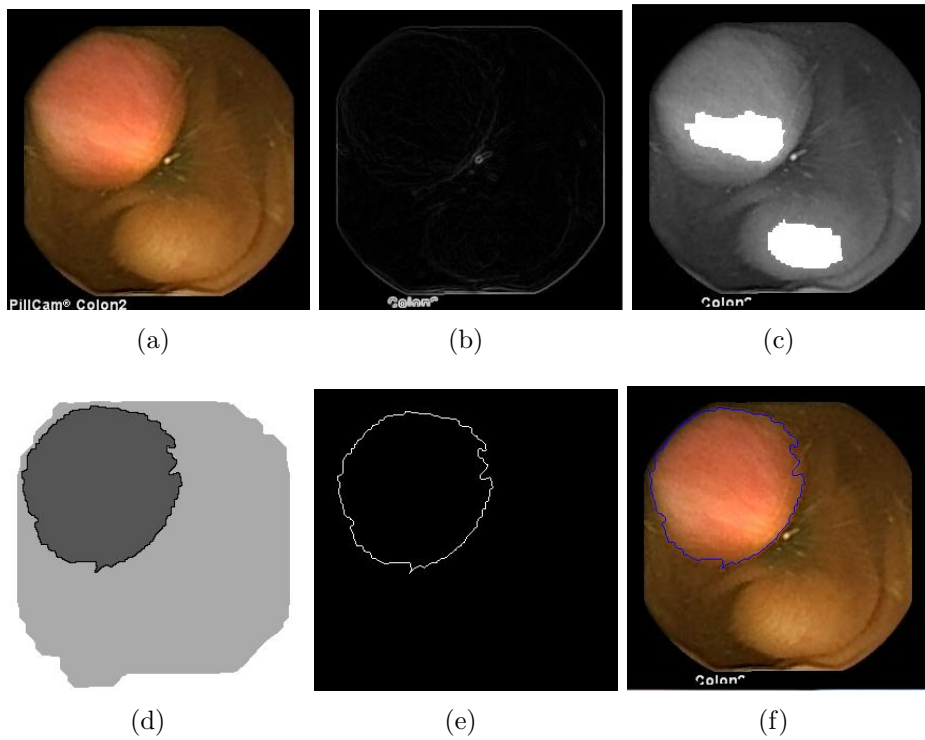


Fig. A.8: Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após realce do gradiente de magnitude, (c) Sobreposição dos objetos detetadas com a imagem original em tons de cinza, (d) Resultado após aplicação da transformada de *watershed*, (e) Resultado da zona de interesse após aplicação da operação morfológica '*bwmorph*' do *Matlab*, (f) Imagem final.

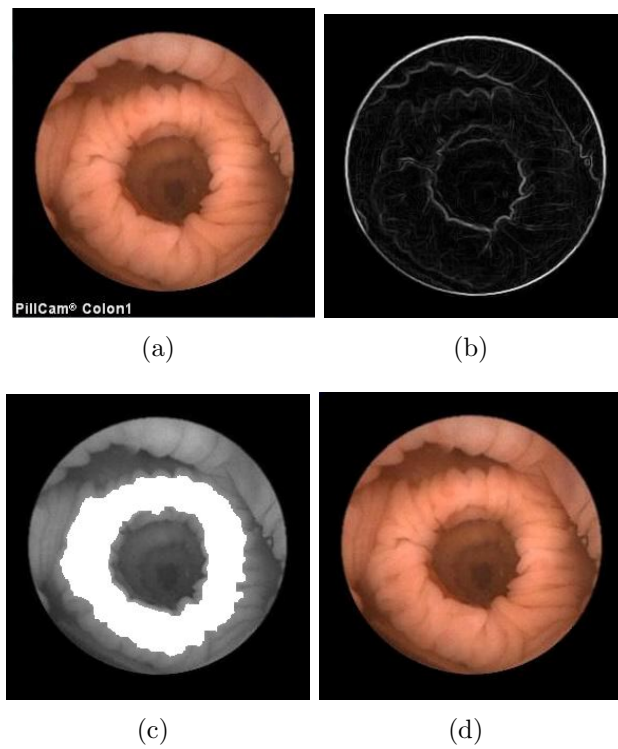


Fig. A.9: Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que não contém a anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após realce do gradiente de magnitude, (c) Sobreposição dos objetos detetadas com a imagem original em tons de cinza, (d) Imagem final.

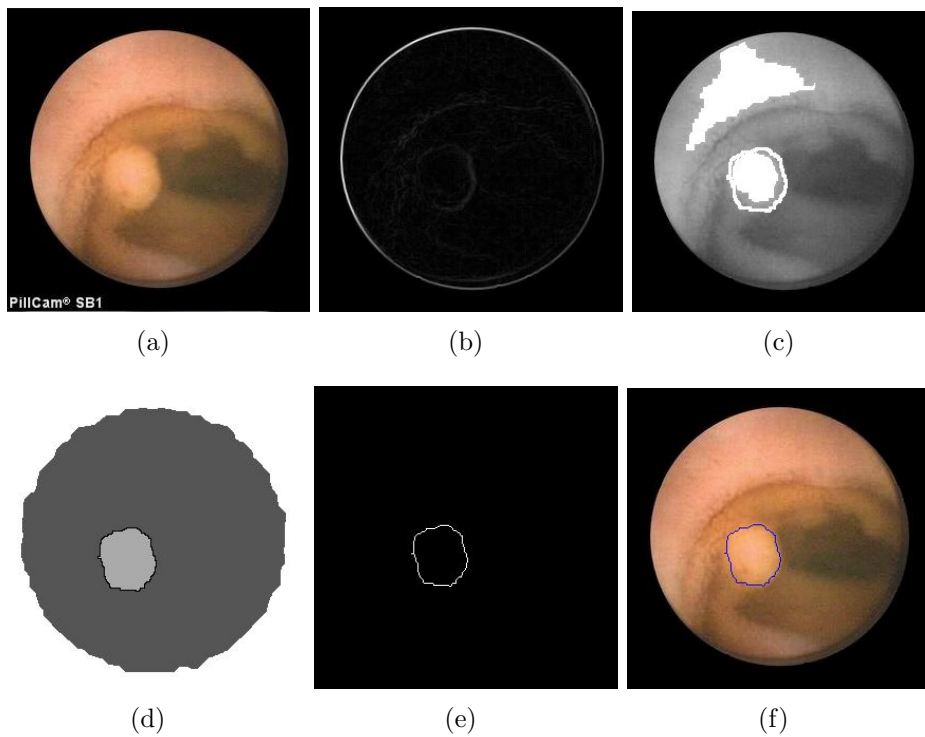


Fig. A.10: Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após realce do gradiente de magnitude, (c) Sobreposição dos objetos detectadas com a imagem original em tons de cinza, (d) Resultado após aplicação da transformada de *watershed*, (e) Resultado da zona de interesse após aplicação da operação morfológica '*bwmorph*' do *Matlab*, (f) Imagem final.

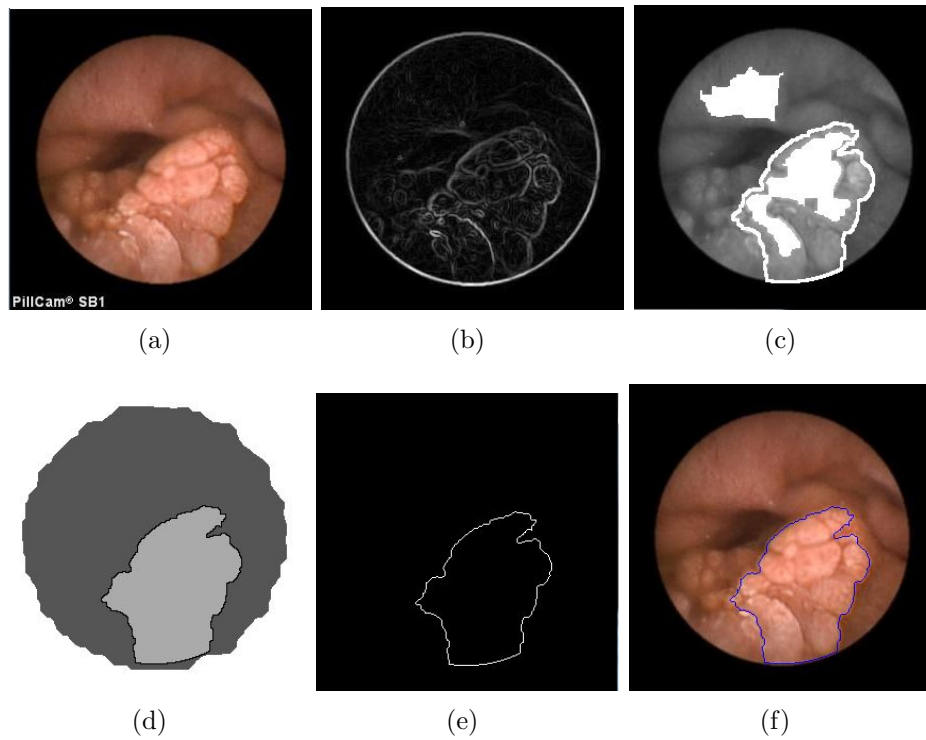


Fig. A.11: Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém a anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após realce do gradiente de magnitude, (c) Sobreposição dos objetos detectadas com a imagem original em tons de cinza, (d) Resultado após aplicação da transformada de *watershed*, (e) Resultado da zona de interesse após aplicação da operação morfológica '*bwmorph*' do *Matlab*, (f) Imagem final.

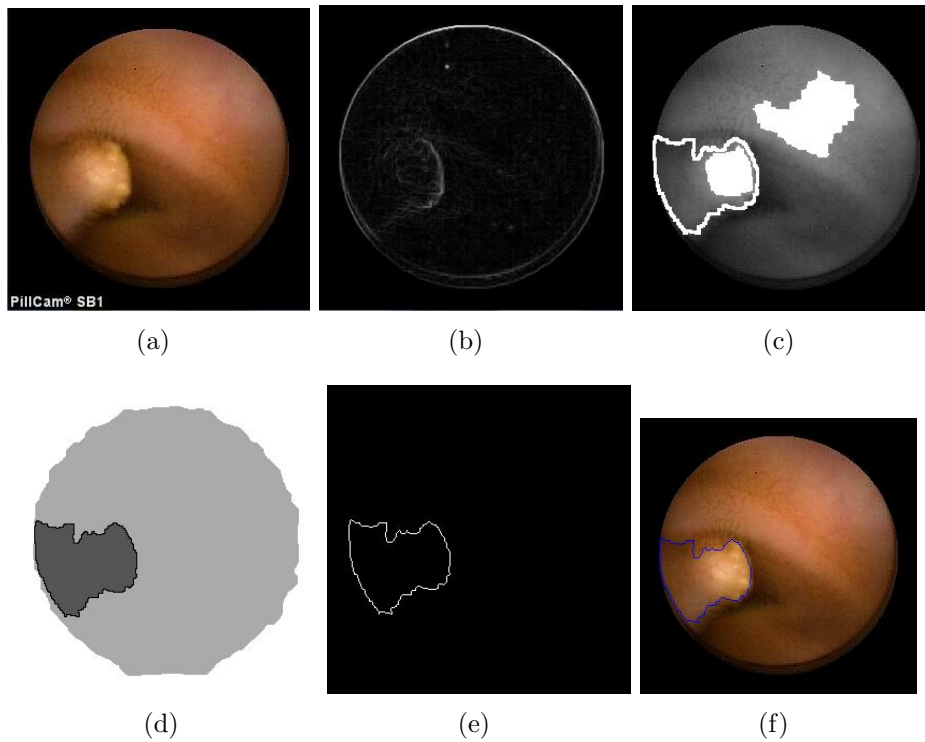


Fig. A.12: Aplicação do método de detecção de pólipos a uma imagem que contém uma anomalia: (a) Imagem original, (b) Imagem após realce do gradiente de magnitude, (c) Sobreposição dos objetos detectadas com a imagem original em tons de cinza, (d) Resultado após aplicação da transformada de *watershed*, (e) Resultado da zona de interesse após aplicação da operação morfológica '*bwmorph*' do *Matlab*, (f) Imagem final.

A.3 Imagens NBI

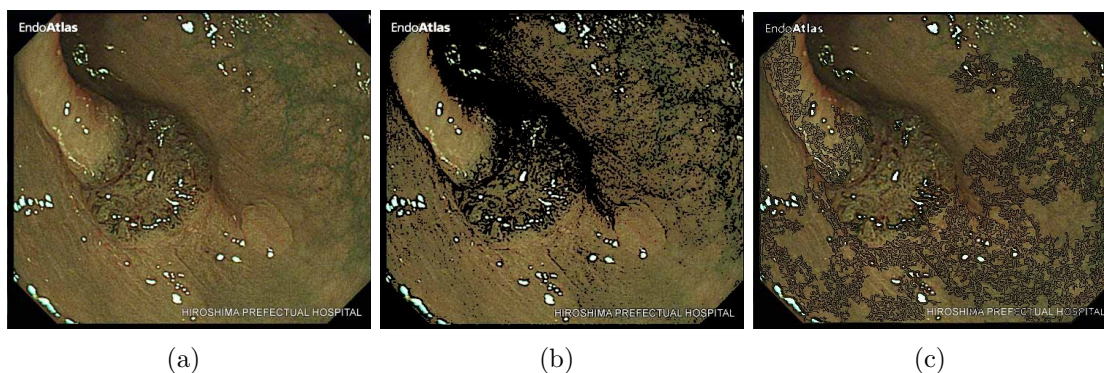


Fig. A.13: Aplicação do método de detecção de vascularização: (a) Imagem original, (b) Imagem após aplicação da máscara de valor de *threshold* máximo, (c) Resultado final da imagem.

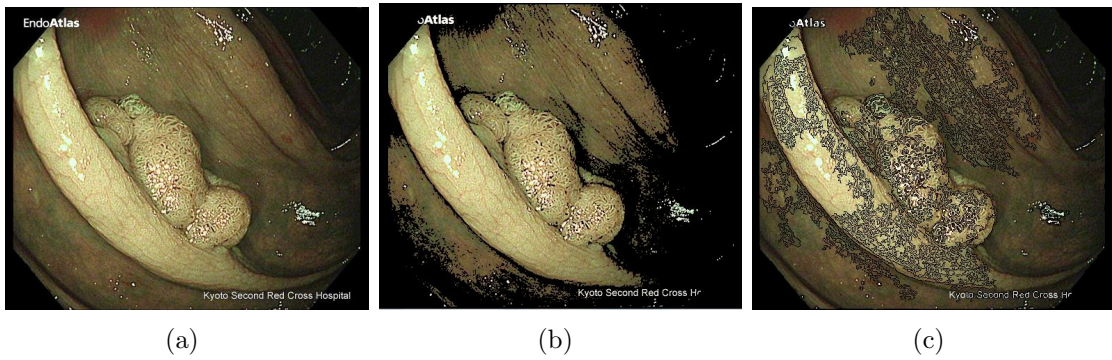


Fig. A.14: Aplicação do método de detecção de vascularização: (a) Imagem original, (b) Imagem após aplicação da máscara de valor de *threshold* máximo, (c) Resultado final da imagem.

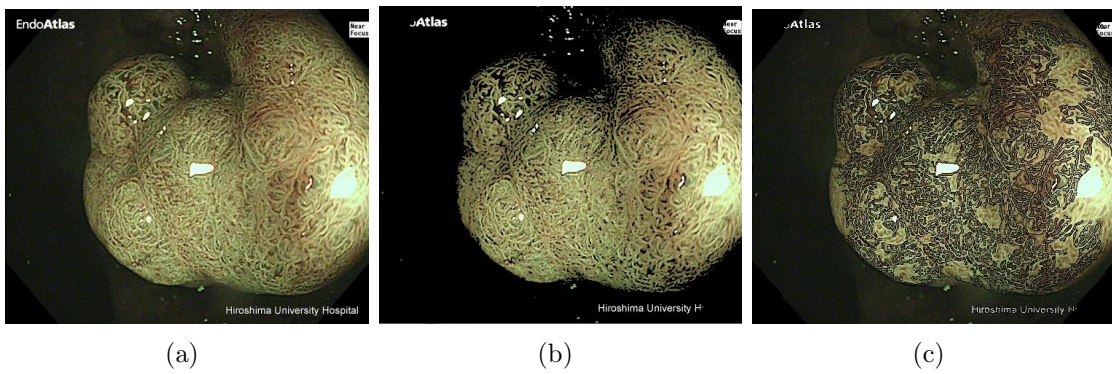


Fig. A.15: Aplicação do método de detecção de vascularização: (a) Imagem original, (b) Imagem após aplicação da máscara de valor de *threshold* máximo, (c) Resultado final da imagem.

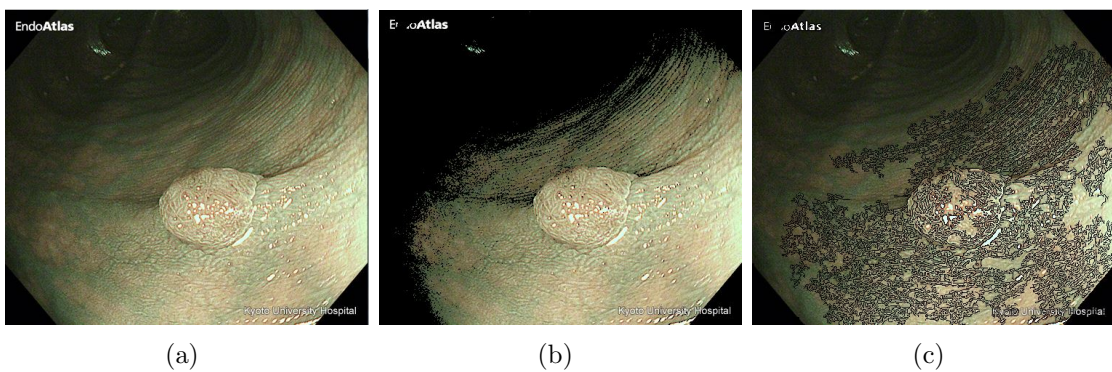


Fig. A.16: Aplicação do método de detecção de vascularização: (a) Imagem original, (b) Imagem após aplicação da máscara de valor de *threshold* máximo, (c) Resultado final da imagem.

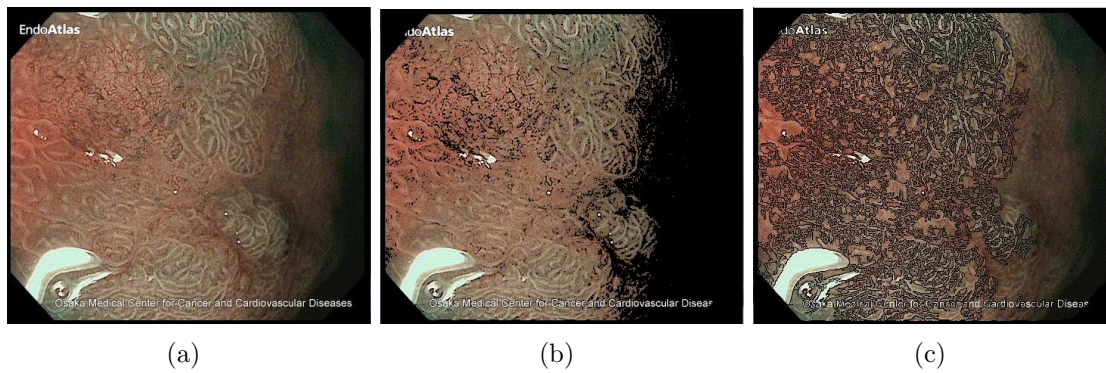


Fig. A.17: Aplicação do método de detecção de vascularização: (a) Imagem original, (b) Imagem após aplicação da máscara de valor de *threshold* máximo, (c) Resultado final da imagem.

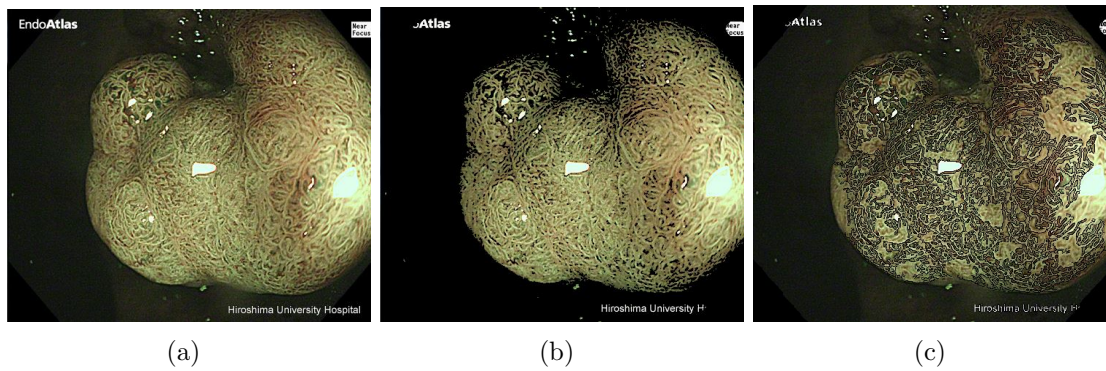


Fig. A.18: Aplicação do método de detecção de vascularização: (a) Imagem original, (b) Imagem após aplicação da máscara de valor de *threshold* máximo, (c) Resultado final da imagem.