

Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Isabel Maria Cunha Laranjo

Aquisição, Tratamento, Arquivo e Difusão de Exames de Endoscopia

Dissertação de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre
em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor Victor Manuel Rodrigues Alves

DECLARAÇÃO

Nome: Isabel Maria Cunha Laranjo

Título dissertação: Aquisição, Tratamento, Arquivo e Difusão de Exames de Endoscopia

Orientador: Professor Doutor Victor Manuel Rodrigues Alves

Ano de conclusão: 2012

Designação do Mestrado: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Área de Especialização: Informática Médica

Escola: de Engenharia

Departamento: de Informática

DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE
DESTA DISSERTAÇÃO

Universidade do Minho, ____/____/____

Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

A parte mais difícil desta dissertação deveria ser a parte mais fácil e trivial. Nunca são meia dúzia de palavras que demonstram o quanto estamos agradecidos. Ao longo deste ano foram muitas as pessoas que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho. Tive o privilégio de conhecer e privar com algumas dessas pessoas que, com a sua experiência, conhecimento e apoio, me ajudaram a conseguir atingir os meus objetivos e a fazer desta dissertação o que ela é hoje. Por isso espero conseguir dizer, em meia dúzia de palavras, o quanto agradeço por esta aliciante jornada.

Primeiro, gostaria de agradecer ao meu orientador, Professor Doutor Victor Alves, pelos seus conselhos, perspicazes ideias, experiência e conhecimento, por nunca ter desistido de me ensinar e motivar a fazer mais e melhor.

Esta dissertação insere-se no projeto *MyEndoscopy* para o qual tive a oportunidade de trabalhar durante o meu ano de dissertação. Queria agradecer uma vez mais ao meu orientador por me ter proposto este projeto, e à restante equipa do *MyEndoscopy*, Doutor Jorge Correia-Pinto, Doutora Carla Rolanda e ao Doutor Luís Lopes, pela compreensão, pelos conselhos, pelas ideias e sobretudo pelas ajuda na área médica, um grande obrigada.

Importa referir que este trabalho é financiado por Fundos FEDER através do Programa Operacional Fatores de Competitividade - COMPETE e por Fundos Nacionais através da FCT - Fundação para a Ciência e a Tecnologia no âmbito do projeto FCOMP-01-0202-FEDER-013853.

Ao Professor Doutor Alexandre Santos e ao Professor Doutor Joaquim Macedo, queria deixar uma palavra de agradecimento, pela ajuda fulcral na realização do artigo intitulado "*Internet of Things for Medication Control: Service Implementation and Testing*" e por terem acreditado que eu seria capaz de o apresentar.

Uma palavra de agradecimento nunca irá chegar para agradecer ao Joel Braga, a sua ajuda, conhecimento, paciência e compreensão. Sem deixar de referir a ajuda fundamental e fulcral no desenvolvimento e elaboração do artigo "*Multi-format Video Frame Grabber ImageJ Plugin - MVFG*".

Aos amigos “invisíveis”, Paulo Marques e Tiago Oliveira, um grande obrigada por me terem aturado, pela companhia, pelos sábios conselhos, pelas revisões dos artigos e sobretudo pela boa amizade. Não existem palavras suficientes para agradecer aos meus amigos que me acompanharam, não só este ano, mas desde que entrei em Engenharia Biomédica. Marcos Lemos, João Vieira, Pedro Afonso, David Afonso, Filipe Barroso, um grande obrigada pela amizade, pela companhia e por todos os bons e maus momentos. Aos meus amigos de longa data, em especial à Helena Miranda, Raquel Pestana e Pedro Rebelo, aos amigos do IST, e aos restantes amigos que fiz durante o meu percurso académico, em especial ao David Barbosa e à Margarida Gomes.

Agradeço de uma forma especial à Sara Costa e aos pais do Hugo.

À minha família, em especial aos meus pais e aos meus avós maternos, quero agradecer todo o apoio prestado. Aos meus pais, por estarem sempre presentes nos bons e maus momentos apesar de estarem sempre longe, pelas visitas, abraços, e sobretudo por compreenderem o quanto este ano era importante para mim. E aos meus avós maternos, um grande obrigada por aquilo que sou hoje, pelos “miminhos” durante todos estes anos, pelos sorrisos e pelas palavras de encorajamento.

Nesta jornada, não poderia ter sido melhor acompanhada, do que pelas quatro pessoas mais importantes da minha vida. À Maria Inês Gregório, por se ter tornado uma das minhas confidentes, pelos cafezinhos e jantarzinhos, e ao seu Hugo Martins. À minha Belinha (Isabel Sanchez), por me ter ajudado a ver a amizade de outro ponto de vista, pelas revisões e traduções, por nunca ter desistido de mim. *Thank you my best friend.* À minha maninha, Mafalda Laranjo, por me ter aturado durante um ano, por termos reaprendido a vivermos juntas, por me ter feito companhia e pelas revisões médica. Um grande obrigada.

E por último, ao Hugo Costa, ao amor da minha vida, por ter estado sempre presente, pela ajuda, pelas horas mal dormidas, por ser compreensivo quando as coisas não corriam bem, por ter revisto esta dissertação mil vezes, por me ter aturado e me ter erguido quando queria desistir. Obrigada amor.

Dedico esta dissertação, à minha avó, Conceição Martinho, cujo maior orgulho é ver a neta mais velha formar-se. Espero um dia ser como tu.

RESUMO

De entre os diversos tipos de exames de endoscopia, a esofagogastroduodenoscopia assume um papel preponderante devido a ser o método ideal para examinar a mucosa do trato digestivo alto, bem como para detetar inúmeras patologias gastroenterológicas. O resultado deste tipo de exames é, geralmente, um relatório composto por um conjunto de *frames* capturados durante o exame, eventualmente acompanhado por um vídeo. Hoje em dia, apenas as imagens juntamente com o relatório endoscópico, são arquivadas. O facto de o vídeo não ser arquivado pode conduzir a um incómodo no bem-estar do paciente, assim como a um acréscimo de custos e tempo despendido, pois frequentemente o mesmo é necessário para revisão e validação da hipótese de diagnóstico, bem como para comparação de segmentos do vídeo com exames futuros. Mesmo nos casos em que a informação é arquivada, a falta de reutilização e partilha de informação e vídeos entre entidades contribui, mais uma vez, para uma repetição desnecessária de exames.

A existência de um arquivo de vídeos endoscópicos seria uma mais-valia, pois além de resolver os problemas referidos ainda possibilitaria a sua utilização para fins de pesquisa e investigação, além de disponibilizar exames para servirem como referência para estudo de casos similares.

Neste trabalho é proposta uma solução abrangente para a aquisição, tratamento, arquivo e difusão de exames de endoscopia. O objetivo passa por disponibilizar um sistema capaz de gerir toda a informação clínica e administrativa (incluindo conteúdo audiovisual) desde o seu processo de aquisição até ao processo de pesquisa de exames antigos, para comparação com novos casos. De forma a garantir a compatibilidade lexical da informação partilhada no sistema, foi utilizado um vocabulário endoscópico estandardizado, o *Minimal Standard Terminology (MST)*. Neste contexto foi planeado um dispositivo (*MIVbox*) orientado à aquisição do vídeo endoscópico, independentemente da câmara endoscópica utilizada. Toda a informação é armazenada de forma estruturada e normalizada, possibilitando a sua reutilização e difusão. Para facilitar este processo de partilha, o vídeo sofre algumas etapas de processamento, de forma a ser obtido um vídeo reduzido e as respetivas características do conteúdo. Deste modo, a solução proposta contempla um sistema de anotação que habilita a pesquisa por conteúdo, servindo assim como uma ferramenta versátil para a investigação nesta área. Este sistema é ainda dotado de um módulo de *streaming*, no qual é transmitido, em tempo real, o exame endoscópico, disponibilizando um canal de comunicação com vídeo unidirecional e áudio bidirecional, permitindo que os profissionais ausentes da sala do exame deem a sua opinião remotamente.

ABSTRACT

Among the different kinds of endoscopic procedures, esophagogastroduodenoscopy plays a major role because it is the ideal method to examine the upper digestive tract, as well as to detect numerous gastroentologic diseases. The result of such procedures is usually a written report that comprises a set of frames captured during the examination, sometimes complemented with a video. Nowadays only the images are stored along with the endoscopic report. Not storing the video may lead to discomfort concerning the patient's well-being, as well as an increase of costs and time spent, because it is often necessary to review and validate the diagnostic hypothesis, and compare video segments in future exams. Even in the cases in which the information is stored, the lack of reutilization and share of information and videos among entities contributes, once again, for an unnecessary repetition of exams.

Besides solving the problems mentioned above, the existence of an endoscopic video archive would be an asset because it would enable research and investigation activities. Furthermore it would make available exams to serve as a reference for the study of similar cases.

In this work, an extended solution of acquisition, processing, archiving and diffusion of endoscopic procedures is proposed. The aim is to provide a system capable of managing all the administrative and clinical information (including audiovisual content) from its acquisition process to the searching process of previous exams, for comparison with new cases. In order to ensure compatibility of lexical information shared in the system, a standardized endoscopic vocabulary, the Minimal Standard Terminology (MST) was used. In this context, a device for the acquisition of the endoscopic video was designed (*MIVbox*), regardless of the endoscopic camera that is used. All the information is stored in a structured and standardized way, allowing its reuse and sharing. To facilitate this sharing process, the video undergoes some processing steps in order to obtain a summarized video and the respective content characteristics. The proposed solution provides an annotation system that enables content querying, thus becoming a versatile tool for research in this area. This system is also provided with a streaming module in which the endoscopic video is transmitted in real time. This process uses a communication channel with one-way video and two-way audio, allowing professionals absent from the exam room to give their opinion remotely.

ÍNDICE

RESUMO	V
ABSTRACT	VII
LISTA DE FIGURAS	XV
LISTA DE FIGURAS EM APÊNDICE	XIX
LISTA DE TABELAS	XXIII
LISTA DE TABELAS EM APÊNDICE	XXIII
LISTA DE GRÁFICOS	XXV
LISTA DE EQUAÇÕES E CÓDIGO	XXV
NOTAÇÃO E ACRÓNIMOS	XXVII
CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Enquadramento.....	2
1.2 O problema	10
1.3 Objetivos	13
1.4 Organização do Documento	14
CAPÍTULO 2 ENDOSCOPIA E GASTREENTEROLOGIA	17
2.1 Endoscopia	18
2.1.1 Breve História da Endoscopia.....	18
2.1.2 Conceito	20
2.1.3 Equipamento utilizado.....	20
2.1.3.1 Fibroscópio.....	20
2.1.3.2 Vídeo endoscópio.....	21
2.1.4 Tipos de endoscopia	27
2.2 Gastreenterologia	28
2.2.1 Definição	28
2.2.2 Breve História em Portugal.....	29
2.2.3 Áreas de diferenciação	30
2.2.4 Endoscopia Gastreenterológica	30
CAPÍTULO 3 TERMINOLOGIA, ENDOSCOPIA DIGESTIVA ALTA E IMAGEM ENDOSCÓPICA	33

3.1 Terminologia	34
3.1.1 Introdução	34
3.1.2 MST – Terminologia Adotada	34
3.1.2.1 Objetivo da terminologia	35
3.1.2.2 Estandarização da anatomia endoscópica	35
3.1.2.3 Estandarização da terminologia endoscópica.....	36
3.2 Endoscopia digestiva alta.....	38
3.2.1 Anatomia do trato digestivo superior.....	38
3.2.1.1 Esófago	38
3.2.1.2 Estômago.....	42
3.2.1.3 Intestino Delgado.....	45
3.2.2 Técnica.....	46
3.2.2.1 O procedimento.....	46
3.2.2.2 Material - Gastrosópio	47
3.2.3 Indicações para a endoscopia digestiva alta.....	48
3.3 Imagem endoscópica	49
3.3.1 Introdução	49
3.3.2 A cor - Espaço de cores.....	50
3.3.2.1 Introdução.....	50
3.3.2.2 Conceito.....	51
3.3.2.3 Principais espaços de cores utilizados em imagens endoscópicas	52
3.3.3 Técnicas que sustentam o exame	56
3.3.4 Resolução versus ampliação	60
CAPÍTULO 4 MYENDOSCOPY	63
4.1 Introdução.....	64
4.2 Análise de Requisitos.....	64
4.2.1 Contextualização do sistema proposto	65
4.2.2 Entidades e utilizador alvo.....	66
4.2.3 Especificidades dos módulos.....	67
4.2.3.1 Aquisição	68
4.2.3.2 Streaming	68
4.2.3.3 Tratamento/Processamento	68
4.2.3.4 Arquivo	69
4.2.3.5 Computação em nuvem	70
4.2.3.6 Difusão	70
4.2.3.7 WorkStation.....	71
4.2.4 Requisitos Funcionais das aplicações	71
4.2.4.1 MIVacquisition.....	71
4.2.4.2 MIVstream.....	73
4.2.4.3 MIVstation.....	73

4.3	Planeamento	74
4.3.1	Introdução	74
4.3.2	Fluxo de trabalho	74
4.3.3	Arquitetura geral	76
4.3.4	Modelo relacional.....	80
4.4	Interações: paciente-médico-máquina	86
4.4.1	Consulta Pré-exame	87
4.4.2	Execução do exame	88
4.4.3	Estudo do exame e execução do relatório	88
4.4.4	Consulta Pós-exame.....	89
4.4.5	Investigação.....	90
CAPÍTULO 5 AQUISIÇÃO, STREAMING E ARQUIVO.....		91
5.1	Aquisição	92
5.1.1	Obtenção da imagem.....	92
5.1.2	Características do vídeo obtido	93
5.1.3	Placa de aquisição de vídeo: <i>intensity shuttle usb 3.0</i>	93
5.1.4	Interligações do hardware que constitui o sistema	94
5.1.5	<i>MIVacquisition</i>	97
5.2	<i>Streaming</i>	102
5.2.1	Conceitos	102
5.2.1.1	Codificação e Descodificação	103
5.2.1.2	Largura de Banda & <i>Bit Rate</i>	103
5.2.1.3	<i>Frame Rate</i>	103
5.2.1.4	Resolução.....	104
5.2.1.5	Sistema de Varrimento.....	104
5.2.2	Solução de <i>Streaming</i> da <i>VideoLan</i>	104
5.2.3	<i>MIVstream</i>	105
5.3	Arquivo.....	108
5.3.1	Introdução	108
5.3.2	Base de dados – Informação clínica endoscópica	109
5.3.3	Base de dados – Multimédia	110
5.3.4	Fluxo de dados entre os diversos processos e bases de dados.....	111
5.3.5	Interação do arquivo com os diferentes fluxos de trabalho	113
5.3.6	Repositório	116
5.4	Aplicação <i>MIVinterface</i>	118
5.5	<i>Plugin Multi-format Video Frame Grabber</i>	119
CAPÍTULO 6 TRATAMENTO.....		121
6.1	Introdução.....	122

6.2	Etapas do módulo	123
6.3	Redução do vídeo	125
6.4	Pré-processamento.....	127
6.4.1	Informação não-relevante.....	128
6.4.2	Conversão entre espaços de cor.....	128
6.4.3	Brilho/Reflexão de luz.....	129
6.5	Processamento	130
6.5.1	Segmentação.....	131
6.5.2	Representação/Extração de características	133
6.5.2.1	Cor	133
6.5.2.2	Textura.....	134
6.5.2.3	Forma	137
6.5.3	Classificação.....	137
6.5.3.1	Classificação de dados	142
6.5.3.2	K-vizinhos mais próximos (K-NN)	143
6.5.3.3	Máquina de Vetores de Suporte (SVM)	143
6.5.3.4	Redes Neurais Artificiais (ANN)	144
6.6	Anotação do conteúdo de imagens e/ou vídeos endoscópicos.....	145
6.6.1	Introdução	145
6.6.2	MPEG-7	146
6.6.2.1	Visão geral	146
6.6.2.2	Descritores Visuais	148
CAPÍTULO 7 DIFUSÃO		153
7.1	Introdução.....	154
7.2	Nuvem	154
7.2.1	Introdução	154
7.2.2	Conceito alargado.....	155
7.2.3	Visão geral.....	156
7.2.3.1	Características essenciais.....	156
7.2.3.1	Modelos de serviço.....	157
7.2.3.1	Modelos de disponibilização	159
7.2.4	Segurança	160
7.2.4.1	Introdução.....	160
7.2.4.2	Principais Questões de Segurança	161
7.2.5	Nuvem do <i>MyEndoscopy</i>	162
7.2.5.1	Modelo adotado.....	162
7.2.5.2	Especificidades.....	163
7.2.5.3	Segurança da nuvem.....	165
7.3	<i>Content-Based Multimedia Information Retrieval (CBMIR)</i>	166

7.3.1	Introdução	166
7.3.2	Conceito	167
7.3.3	MPEG-7 como base para o CBIR	168
7.3.3.1	Introdução	168
7.3.3.2	Requisitos.....	168
7.3.4	Solução Proposta	170
7.3.4.1	XQuery Engine	172
7.3.4.2	XQuery Dispatcher	173
7.3.4.3	Information Retrieval Engine.....	173
7.3.4.4	User Interface - MIVstation	175
7.3.5	Casos de utilização da solução proposta.....	177
7.4	MIVstation	177
7.4.1	Introdução	177
7.4.2	Geral	178
7.4.3	Do ponto de vista do Médico de família	179
7.4.4	Do ponto de vista do Médico especialista/Examinador	181
7.4.5	Do ponto de vista do Investigador	184
CAPÍTULO 8	CONCLUSÃO	185
8.1	Sinopse	186
8.2	Contribuições	189
8.3	Resultados e conclusões.....	190
8.4	Trabalho futuro.....	191
REFERÊNCIAS	193
APÊNDICES	213
APÊNDICE A	- Perspetiva Histórica	214
APÊNDICE B	- Sistemas endoscópicos – Características	220
APÊNDICE C	- Constituintes de um sistema de vídeo endoscopia	224
APÊNDICE D	- Utilizações da endoscopia: área <i>versus</i> designação de endoscopia	229
APÊNDICE E	- Terminologias	230
APÊNDICE F	- Terminologia Estandardizada Mínima (MST)	234
APÊNDICE G	- Procedimento clínico (EDA)	245
APÊNDICE H	- Gastroscópios.....	247
APÊNDICE I	- Indicações para a EDA	248
APÊNDICE J	- NBI	250
APÊNDICE K	- Entidades e seus perfis	261
APÊNDICE L	- Material - Placas de Aquisição	262
APÊNDICE M	- Interligações dos diversos componentes dos sistemas de vídeo endoscopia existentes no mercado	264

APÊNDICE N - <i>MIVinterface</i>	266
APÊNDICE O - Aplicações informáticas existente no mercado.....	272
APÊNDICE P - <i>ImageJ – MVFG Plugin</i>	274
APÊNDICE Q - Relatório endoscópico normalizado	278

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Áreas de investigação que fazem parte da Informática Médica (adaptado de [3]).	2
Figura 1.2 – Áreas do saber fundamentais no domínio técnico-científico da Informática Médica (adaptado de [8]).	3
Figura 1.3 – Alguns dos objetivos associados à Informática Médica.	4
Figura 1.4 – Falta de partilha de informação entre as diferentes entidades e repetição do mesmo exame (retirado de [26]).	11
Figura 1.5 – Tempo despendido pelo médico na visualização, análise e interpretação dos vídeos (retirado de [26]).	11
Figura 1.6 – Elaboração do relatório e eliminação do vídeo. Este facto resulta na inexistência de um repositório endoscópico (retirado de [26]).	12
Figura 2.1 – (A) Endoscópio de <i>Bozzini</i> , (B) Endoscópio de <i>Désormeaux</i> (retirado de [32]).	18
Figura 2.2 – (A) Protótipo de <i>Hirschowitz</i> (retirado de [31]). (B) Protótipo de um sistema video endoscopia (retirado de [32]). (C) Cápsula endoscópica (retirado de [34]).	19
Figura 2.3 – Tipos de equipamentos: (A) endoscópio de fibra ótica, (B) video endoscópio (retirado de [39]).	20
Figura 2.4 – Fibroscópio, (A) Reflexão interna da luz numa fibra de vidro, (B) Feixe de fibra expondo a “fração escura de acondicionamento” ou “espaço morto entre as fibras” (retirado de [38]).	21
Figura 2.5 – Filtros estáticos para as cores vermelha, verde e azul (retirado de [38]).	23
Figura 2.6 – Sistema RGB sequencial (retirado de [38]).	23
Figura 2.7 – Diagrama esquemático do sistema sequencial RGB (retirado de [41]).	24
Figura 2.8 – Diagrama esquemático do sistema não-sequencial RGB (retirado de [41]).	26
Figura 2.9 – Sistema de vídeo endoscopia da <i>Olympus</i> , modelo <i>Evis Lucera</i> (retirado de [34]).	26
Figura 2.10 – Corpo Humano e técnicas endoscópicas por zona anatómica (adaptado de [46]).	27
Figura 2.11 – Lesão na parte inferior do Estômago: (A) Endoscopia Convencional e (B) Endoscopia Virtual (retirado de [48]). (C) Cápsula endoscópica da <i>Olympus</i> – imagem do Esófago (retirado de [31]).	28
Figura 2.12 – Ilustração do sistema digestivo humano visto frontalmente (retirado de [37]).	29
Figura 3.1 – Região gastrointestinal superior do paciente com algumas imagens de referência (A) esófago, (B) estômago, (C) mucosa do duodeno e (D) vista da 2ª porção do duodeno (adaptado de [37] e de [56]).	38
Figura 3.2 – Divisões e relações anatómicas do esófago (retirado de [57]).	39
Figura 3.3 – Transição esófago – estômago (retirado de [60]).	40
Figura 3.4 – Localização do esófago no corpo humano e estruturas envolventes (retirado de [60]).	41
Figura 3.5 – Orientação do esófago quando o paciente se encontra na posição de decúbito lateral esquerdo (retirado de [39]).	42
Figura 3.6 – Posição do estômago no corpo e órgãos envolventes (retirado de [60]).	42
Figura 3.7 – (A) Anatomia gástrica (retirado de [39]). (B) Vista interna, do lado do duodeno (retirado de [59]).	43
Figura 3.8 – Anatomia gástrica, visualização da mucosa interna (retirado de [60]).	44

Figura 3.9 – Orientação do estômago quando o paciente se encontra na posição de decúbito lateral esquerdo (retirado de [39]).	44
Figura 3.10 – Anatomia do duodeno (adaptado de [60]).	45
Figura 3.11 – Procedimento da endoscopia digestiva alta (retirado de [62]).	46
Figura 3.12 – (A) Gastrosκόpio modelo GIF-H180J, fabricado pela empresa <i>Olympus</i> , (B) Dimensões do gastrosκόpio, (C) Diferença de imagens HDTV com e sem recurso à tecnologia NBI, (D) Sistema de focagem ótica com recurso à tecnologia “ <i>Close Focus</i> ” (retirado de [69]).	47
Figura 3.13 – Exemplos de diagnósticos, (A) inflamação da mucosa causada pelo refluxo do ácido gástrico no esófago, (B) úlcera de 1cm no antro gástrico, (C) úlcera no duodeno (retirado de [70]).	48
Figura 3.14 – Sistema digestivo superior e representação de algumas indicações (adaptado de [46]).	48
Figura 3.15 – Imagem endoscópica e suas principais categorias (adaptado de [31]).	49
Figura 3.16 – Classificação detalhada da imagem endoscópica e suas categorias (retirado de [72]).	50
Figura 3.17 – Espectro visível, comprimento de onda varia entre 350 a 750 nanómetros (retirado de [76]).	50
Figura 3.18 – Composição de um pixel numa imagem RGB (retirado de [79]).	52
Figura 3.19 – Combinação das três imagens em escala de cinza e introdução nas entradas dos canais RGB do monitor para produzir uma imagem colorida como output (retirado de [26]).	53
Figura 3.20 – Espaço de cor RGB (retirado de [78]).	53
Figura 3.21 – (A) e (B) Espaço de cor HSV (retirado de [80] e de [81]), (C) Espaço de cor HSL (retirado de [80]).	54
Figura 3.22 – Representação gráfica dos componentes do modelo HMMD (retirado de [83]).	56
Figura 3.23 – Achado endoscópico superficial, mais especificamente um cancro gástrico precoce no antro gástrico (A) imagem endoscópica convencional branca, (B) cromoendoscopia com recurso ao corante de contraste índigo-carmim (retirado de [87]).	57
Figura 3.24 – Pólipo hiperplásico. Imagem endoscópica obtida com recurso às técnicas: (A) Endoscopia convencional e Ampliada, em alta definição, (B) <i>Narrow Band Imaging</i> e Endoscopia ampliada, (C) Cromoendoscopia e Endoscopia Ampliada (retirado de [88]).	57
Figura 3.25 – Mucosa do esófago, imagem retirada através da técnica (A) endoscopia convencional e (B) NBI (retirado de [31]).	58
Figura 3.26 – Esquema do funcionamento de um sistema AFI (retirado de [31]).	59
Figura 3.27 – (A) Pólipo hiperplástico visualizado através da técnica <i>Autofluorescence imaging-negative</i> (verde) (retirado de [92]). (B) Imagem de endomicroscopia confocal de um cancro precoce do cólon (retirado de [31]).	59
Figura 4.1 – Entidades que deverão integrar o sistema (retirado de [26]).	66
Figura 4.2 – Pirâmide que traduz as permissões de cada tipo de entidade para efetuar operações no sistema.	67
Figura 4.3 – Fluxo de um sistema de aquisição, armazenamento, processamento e partilha de imagens (retirado de [96]).	75
Figura 4.4 – Passos fundamentais num módulo de processamento de imagem (retirado de [97]).	75
Figura 4.5 – Diagrama de blocos de um sistema que trabalha com vídeos e imagens, e exemplo da função de cada bloco (retirado de [98]).	76
Figura 4.6 – Primeira arquitetura pensada para o dispositivo de aquisição, tratamento, arquivo e difusão de exames endoscópicos (retirado de [26]).	76

Figura 4.7 – Problemas e dúvidas resultantes da análise da primeira arquitetura (retirado de [26]).	77
Figura 4.8 – Arquitetura proposta para o sistema <i>MyEndoscopy</i> (retirado de [26]).	78
Figura 4.9 – Divisão do modelo relacional em blocos funcionais (retirado de [26]).	81
Figura 4.10 – Modelo relacional geral da <i>Endoscopic Clinical Information Database</i> .	83
Figura 4.11 – Modelo Relacional completo para os dados clínicos de referência.	84
Figura 4.12 – Diagrama caso uso – consulta pré-exame (retirado de [26]).	87
Figura 4.13 – Diagrama caso uso – execução do exame (retirado de [26]).	88
Figura 4.14 - Diagrama caso uso – estudo do exame e execução do relatório (retirado de [26]).	89
Figura 4.15 – Diagrama caso uso – consulta pós-exame (retirado de [26]).	90
Figura 4.16 – Diagrama caso uso – investigação (retirado de [26]).	90
Figura 5.1 – <i>Hardware</i> utilizado para aquisição do vídeo endoscópico existente no mercado (retirado de [67] e de [100]).	92
Figura 5.2 – Funcionamento básico do sistema de aquisição (adaptado de [101]).	93
Figura 5.3 – Placa de aquisição <i>Intensity Shuttle usb 3.0</i> (retirado de [102]).	94
Figura 5.4 – Interligações entre componentes do sistema proposto (retirado de [26]).	95
Figura 5.5 – <i>Intensity Shuttle usb 3.0</i> (retirado de [102]).	96
Figura 5.6 – Sistema genérico que se pretende construir e adaptar a uma sala de exame (retirado de [26]).	96
Figura 5.7 – Modelos propostos para a aplicação <i>MIVacquisition</i> . (A) Autenticação, (B) Menu principal, (C) <i>Worklist</i> do médico (retirado de [26]).	97
Figura 5.8 – Modelos propostos para a aplicação <i>MIVacquisition</i> . (A) Ficha do paciente, (B) Ecrã da captura do vídeo, (C e D) Ecrã para visualização dos <i>frames</i> capturados durante o exame (retirado de [26]).	98
Figura 5.9 – Aplicação <i>MIVacquisition</i> , (A) Autenticação, (B) <i>Worklist</i> do médico, (C) Ficha do Paciente (retirado de [26]).	99
Figura 5.10 – Aplicação <i>MIVacquisition</i> , (A) Ecrã da captura do vídeo, (B) Ecrã para visualização dos <i>frames</i> capturados durante o exame, (C) Menu de opções do ecrã (B), (D) Ecrã de visualização dos <i>frames</i> em <i>full screen</i> (retirado de [26]).	100
Figura 5.11 – Representação do sistema digestivo em 3D e <i>frames</i> capturados (modelo 3D anatómico retirado de [105]).	101
Figura 5.12 – Modelo proposto para a Interface que aparece no ecrã presente na sala (retirado de [26]).	101
Figura 5.13 – (A) <i>Unicast Streaming</i> , (B) <i>Multicast streaming</i> (adaptado de [106]).	102
Figura 5.14 – Arquitetura implementada pela <i>VideoLan</i> na sua solução de <i>Streaming</i> (retirado de [114]).	105
Figura 5.15 – Exemplo de possíveis casos de ligação entre o fornecedor <i>MIVbox_1</i> e os clientes de <i>streaming</i> (retirado de [26]).	106
Figura 5.16 – Modelo proposto para a <i>MIVstream</i> – Interface de autenticação (retirado de [26]).	107
Figura 5.17 – Modelo proposto para a <i>MIVstream</i> – Interface principal, visualização dos <i>streams</i> agendados (retirado de [26]).	107
Figura 5.18 – Modelo proposto para a <i>MIVstream</i> – Interface de visualização do <i>stream</i> (retirado de [26]).	108
Figura 5.19 – Sincronização entre a base de dados de endoscopia (<i>Endoscopic clinical information database</i>) e o HIS (retirado de [26]).	110
Figura 5.20 – Exemplo de organização da informação multimédia (retirado de [26]).	111
Figura 5.21 – Fluxo de dados entre os diversos processos e as duas bases de dados (retirado de [26]).	112
Figura 5.22 – Interação do arquivo com as etapas de prescrição e execução do exame (retirado de [26]).	114

Figura 5.23 – Interação do arquivo com as etapas de elaboração do relatório, comunicação dos resultados do exame e utilização do material multimédia para fins de investigação (retirado de [26]).	115
Figura 5.24 – Aplicação <i>ENDO3@GASTRO</i> (A) e (B) correspondem à versão <i>lite</i> , (C) e (D) correspondem a versão paga (retirado de <i>website googleplay</i> e de [121]).	118
Figura 5.25 - Interface principal da <i>MIVinterface</i> e seus controlos (adaptado de [122]).	119
Figura 5.26 – Interface do <i>plugin</i> MVFG e suas funcionalidades (adaptada de [123]).	120
Figura 6.1 – Etapas que ocorrem desde a aquisição até a elaboração do relatório, nos dias de hoje (retirado de [26]).	123
Figura 6.2 – Fluxo de trabalho do sistema proposto (retirado de [26]).	123
Figura 6.3 – Fluxo de trabalho, com as principais etapas, do módulo de tratamento (retirado de [26]).	124
Figura 6.4 – Exemplos de <i>frames</i> não-relevantes.	125
Figura 6.5 – Exemplos de <i>frames</i> com informação não relevante, capturados no início da gravação do exame.	126
Figura 6.6 – Exemplos de <i>frames</i> relevantes.	126
Figura 6.7 - Fluxo de processos que ocorrem na etapa de redução do vídeo (retirado de [26]).	127
Figura 6.8 – Imagens endoscópicas, (A) dados do exame na própria imagem e o fundo preto que envolve a imagem, (B) reflexão de luz.	127
Figura 6.9 – Extração da zona de interesse de uma imagem endoscópica, eliminação da esquadria preta e da informação textual (retirado de [26]).	128
Figura 6.10 – Imagem endoscópica, (A) existe uma região mais iluminada devido à incidência da luz na parte superior, (B) conversão da imagem em (A) em tons de cinza onde é possível verificar a região superior mais iluminada.	129
Figura 6.11 – Imagem endoscopia cujo o achado endoscópico presente (pólipo), apresenta uma maior incidência de luz.	129
Figura 6.12 – Exemplo da implementação do algoritmo desenvolvido por <i>Tchoulack et al.</i> (retirado de [144]).	130
Figura 6.13 – Segmentação por cor (tonalidade mais escura) (retirado de [147]).	132
Figura 6.14 – Imagem endoscópica do esófago, com o lúmen em destaque (retirado de [26]).	132
Figura 6.15 – Segmentação por zonas, numa endoscopia digestiva alta (retirado de [26]).	132
Figura 6.16 – Diferença entre uma imagem segmentada manualmente (esquerda) e uma imagem segmentada automaticamente com recurso ao algoritmo do deslocamento médio (direita) (retirado de [161]).	133
Figura 6.17 – Representação da mucosa dos diferentes órgãos através de histogramas LBP, (A) Esófago, (B) Estômago, (C) Intestino delgado (retirado de [162]).	135
Figura 6.18 - Decomposição de uma imagem segundo a transformada discreta de <i>wavelet</i> (A) primeiro nível de decomposição, (B) segundo nível de decomposição.	136
Figura 6.19 – Exemplos de imagens endoscópicas cujo achado endoscópico presente é o sangramento (retirado de [169] e de [56]).	138
Figura 6.20 – Pólipos – tipo de estrutura, (A) pediculado, (B, C, D) sésseis (retirado de [169] e de [175]).	139
Figura 6.21 – Tipos de pólipos, (A) Hiperplástico, (B) Inflamatório, (C) Neoplástico (retirado de [169] e de [175]).	139
Figura 6.22 – Imagens endoscópicas cujo achado endoscópico presente é um adenoma (tumor benigno) duodenal (retirado de [169]).	140
Figura 6.23 – Imagens endoscópicas de Úlceras: (A) duas úlceras no bulbo duodenal e sangramento no trato digestivo, (B) úlcera de 1 cm no antro gástrico (C) úlcera esofágica distal circunferencial associada a estenose (retirado de [169]).	141

Figura 6.24 – Esquema de detecção de úlceras descrito por <i>Chen et. al</i> (retirado de [180]).	141
Figura 6.25 – Representação de uma <i>Naive Bayes</i> (adaptado de [191]).	143
Figura 6.26 - Funcionamento básico de uma rede neuronal artificial (retirado de [197]).	145
Figura 6.27 - Componentes principais da norma MPEG-7 (retirado de [201]).	147
Figura 6.28 – Visão geral das ferramentas de descrição das características visuais (retirado de [203]).	148
Figura 7.1 – Diferenças no contexto de utilização e no controlo de da nuvem, em função do modelo de serviço (retirado de [216]).	159
Figura 7.2 – Diferentes entidades a trocar informação num modelo de Nuvem de Comunidade (retirado de [26]).	163
Figura 7.3 – Localização física dos recursos computacionais pertencentes à nuvem do sistema <i>MyEndoscopy</i> (retirado de [26]).	164
Figura 7.4 - Comunicação das diferentes entidades com os serviços da nuvem (retirado de [26]).	165
Figura 7.5 - Arquitetura geral do módulo de pesquisa (retirado de [26]).	171
Figura 7.6 - Segmentação temporal de um vídeo endoscópico para efeitos de pesquisa (retirado de [26]).	174
Figura 7.7 - Sequências de imagens endoscópicas, (A) Duas imagens com achados endoscópicos e (B) Apenas uma imagem com achados endoscópicos (retirado de [26]).	174
Figura 7.8 - Interface: Exemplo de um formulário de pesquisa (retirado de [26]).	176
Figura 7.9 - Fluxos de trabalho possíveis para realizar uma pesquisa no sistema de pesquisa por conteúdo multimédia (retirado de [26]).	176
Figura 7.10 – Modelo proposto para a <i>MIVstation</i> – Interface de autenticação (retirado de [26]).	178
Figura 7.11 – Modelo proposto para a <i>MIVstation</i> – Menu principal, para o perfil médico de família (retirado de [26]).	179
Figura 7.12 – Modelo proposto para a <i>MIVstation</i> – Lista de trabalhos, para o perfil médico de família (retirado de [26]).	180
Figura 7.13 - Modelo proposto para a <i>MIVstation</i> – Processo clínico do paciente, para o perfil médico de família (retirado de [26]).	180
Figura 7.14 - Modelo proposto para a <i>MIVstation</i> – separador prescrição de um novo exame, para o perfil médico de família (retirado de [26]).	181
Figura 7.15 – Modelo proposto para a <i>MIVstation</i> – Menu principal, para o perfil médico examinador (retirado de [26]).	182
Figura 7.16 – Modelo proposto para a <i>MIVstation</i> – Interface correspondente à lista de trabalhos do médico, para o perfil médico examinador (retirado de [26]).	182
Figura 7.17 – Modelo proposto para a <i>MIVstation</i> – Interface para elaboração do relatório, para o perfil médico examinador (retirado de [26]).	183

LISTA DE FIGURAS EM APÊNDICE

Fig. A.1 – (A) <i>Lichteiter</i> inventado por <i>Bozzini</i> em 1805, (B) Dispositivo de <i>Desormeaux</i> (retirado de [31]).	214
Fig. A.2 – (A) Gastroscópio de <i>Kussmaul</i> , (B) Esofagoscópio criado por <i>Nitze e Leiter</i> , (C) Gastroscópio de <i>Milkulicz</i> (retirado de [31]).	215

Fig. A.3 - (A) Gastrosκόpio flexível de Schindler e Wolf, (B) Progressão das gastrocâmaras, (retirado de [31]).	216
Fig. A.4 - (A) Gastrocâmara do tipo V, (B) Imagem retirada com uma gastrocâmara do tipo V onde se pode visualizar um cancro precoce (retirado de [31]).	216
Fig. A.5 - (A) Protótipo de Hirschowitz, (B) Gastrocâmara com fibrosκόpio, (C) Fibroscópios com a função de biopsia incorporada (retirado de [31]).	217
Fig. A.6 - Colonocâmara de Niwa (retirado de [31]).	217
Fig. A.7 - (A) Protótipo de um sistema vídeo endoscopia, (B) Protótipo de um sistema endoscópico ultrassónico, (C) Sistema HDTV (retirado de [32]).	218
Fig. A.8 - (A) Cápsula endoscópica (retirado de [34]). (B) Enteroscópio de duplo balão (retirado de [228]).	219
Fig. C.1 - Endoscópio - (A) Secção de Controlo, (A) Inserção, (B) Conexão, (C) Zona da Câmara (retirado de [34]).	224
Fig. C.2 - (A) Câmara com visão "direct forward", (B) Câmara com visão lateral (retirado de [38]).	225
Fig. C.3 - (A) Endoscópio rígido (retirado de). (B) Endoscópio flexível (retirado de)	226
Fig. C.4 - (A) Citoscópio – rígido, (B) Citoscópio – flexível, (C) Colonoscópio, (D) Gastrosκόpio, (E) Retoscópio. (retirado de [65])	226
Fig. C.5 - (A) Processador de vídeo - Exera II CV-180 da Olympus (retirado de [65]); (B) Fonte de Luz da Stryker (retirado de [100]); (C) "Video printer" da Stryker (retirado de [100]).	227
Fig. C.6 - (A) Remoção de um pólipó com uma Ansa - Polipectomia (retirado de [34]), (B) Vários tipos de Ansas (retirado de [34]), (C) Fórceps de biopsia (retirado de [34]), (D) Agulha de injeção incorporada com um canal de limpeza (retirado de [39]).	228
Fig. E.1 - Índice da versão online do ICD-10 com realce do capítulo das doenças do sistema digestivo (adaptado de [233]).	231
Fig. E.2 - Comparação do ICD-10 com o código do GET-C para uma úlcera gástrica (retirado de [235]).	232
Fig. E.3 - Representação da estrutura hierárquica do MeSH. (A) Gastrenterologia, (B) Doenças Gastrointestinais (adaptado de [236])	232
Fig. F.1 - Termos usados para descrever a transição esófago-gástrica (retirado de [55]).	235
Fig. G.1 - (A) Posição correta em que o paciente deve ser colocado. (B) Durante o decorrer do exame, o paciente deve manter a postura equilibrada e o instrumento deve ser introduzido em linha reta com o paciente (retirado de [38]).	246
Fig. J.1 - Filtros NBI: duas faixas estreitas azul e verde com comprimentos de onda de $415 \pm 30\text{nm}$ e $540 \pm 30\text{nm}$, respetivamente (retirado de [42]).	251
Fig. J.2 – Sistemas NBI, filtros (largura de banda e comprimento de onda central) e canais de vídeo para disponibilização da imagem (retirado de [86]).	252
Fig. J.3 - Efeito físico sofrido pelo feixe luminoso ao incidir sobre o tecido. A luz azul de menor comprimento de onda penetra em menor profundidade na mucosa em comparação com a onda de frequência maior (verde), efeito este que gera maior contraste na superfície e microvascularização da mucosa (retirado de [32]).	254
Fig. J.4 - Propagação da luz com o comprimento de onda. Quando é projetada luz azul, visualizam-se imagens capilares subepiteliais de alta resolução e alto contraste. Quando projetada luz verde, obtêm-se imagens de pequenos vasos. A luz vermelha atinge a parte mais profunda, mas só se visualiza uma imagem com pouca nitidez (retirado de [238]).	254
Fig. J.5 – Diferença na resolução devido à largura de banda. (A) Os vasos sanguíneos da língua humana com banda larga convencional de luz azul. (B) banda estreita de luz azul (retirado de [238]).	255

Fig. J.6 - Características das pseudo cores no sistema NBI (retirado de [42]).	256
Fig. J.7 – (A) e (B) Imagem NBI captada através do sistema não-sequencial. (A) Imagem convencional de um pólipó de 12 mm de diâmetro, localizado no cólon sigmoide; (B) Imagem NBI que mostra claramente o padrão vascular superficial existente sobre a superfície do pólipó, indicando que se trata de um pólipó adenomatoso. (C) e (D) Imagem NBI colonoscópica captada com sistema sequencial. (C) Imagem convencional de um pólipó de 20 mm de diâmetro, localizada no reto; (D) Vasos capilares são claramente distinguidos usando NBI, onde áreas em castanho escuro permitem o diagnóstico de cancro intramucoso. (retirado de [86]).	257
Fig. J.8 - Imagem ampliada (A) de luz branca versus a correspondente (B) imagem NBI da mucosa de Barrett com alto grau de displasia. NBI realça padrões irregulares da mucosa (retirado de [86]).	259
Fig. J.9 - Esófago de Barrett, visualizado através da endoscopia convencional e NBI, respetivamente (retirado de [85]).	259
Fig. M.1 – (A) Esboço das interligações dos diversos componentes do sistema vídeo endoscopia da <i>Stryker</i> , (retirado de [242]). (B) Esboço das interligações dos diversos componentes do sistema vídeo endoscopia da <i>Fujifilm 4400</i> (adaptado de [243]).	264
Fig. M.2 – Esboço das interligações dos diversos componentes do sistema vídeo endoscopia da empresa <i>Richard Wolf</i> , (retirado de [244]).	264
Fig. M.3 – Esboço das interligações dos diversos componentes do sistema vídeo endoscopia da empresa <i>Richard Wolf</i> , (retirado de [245]).	265
Fig. N.1 - Arquitetura da aplicação (adaptado de [122]).	268
Fig. N.2 – Retirar <i>frame</i> do ficheiro de vídeo (retirado de [122]).	269
Fig. N.3 – Anotação de <i>Frame</i> , (retirado de [122]).	269
Fig. N.4 - Exemplo pasta de Projeto (retirado de [122]).	270
Fig. N.5 - Informação sobre o vídeo em reprodução (retirado de [122]).	271
Fig. O.1 – Interface do software <i>HD Motion Picture Studio</i> da empresa <i>PENTAX</i> , (retirado de [66]).	272
Fig. O.2 – <i>Software</i> disponibilizado pela empresa <i>First Solution</i> , (A) Interface principal, onde se pode visualizar as diversas imagens capturadas durante o exame endoscópico, (B) Editor de imagem para adição de informação retirada durante o exame (retirado de [249]).	273
Fig. O.3 – Interface principal do <i>software</i> de documentação da <i>Richard Wolf</i> (retirado de [250]).	273
Fig. P.1 – Arquitetura do <i>plugin</i> MVFG (retirado de [123]).	275
Fig. P.2 – <i>Plugin</i> MVFG - (A) Captura de <i>frames</i> , (B) Zoom da parte inferior onde se pode visualizar os <i>frames</i> ordenados por momento em que aparece no vídeo (retirado de [123]).	277
Fig. P.3 – <i>Plugin</i> MVFG - (A) <i>Frame</i> individual, (B) Pilha de <i>frames</i> (retirado de [123]).	277
Fig. Q.1 - Número, tipo e qualidade das imagens que um relatório de Endoscopia Digestiva Alta deve conter (1) Vista da parte superior do esófago, observado de cima, a 20 cm da estrutura dentária; (2) Terço Inferior – Esófago, 2 cm acima da linha Z; (3) Parte superior do corpo, após a insuflação do estômago (4) Vista endoscópica retrovertida da cárdia, e do fundo; (5) Ângulo da curvatura menor (visão invertida); (6) Antro gástrico com o piloro no centro; (7) Visão centrada do bulbo do duodeno (D1); (8) Vista da segunda porção do duodeno, observado de cima; (retirado de [39]).	279
Fig. Q.2 – Relatórios de Endoscopia Digestiva Alta, (A) Exemplo de um relatório elaborado em Portugal, (B) Exemplo de um relatório disponibilizado pela <i>Olympus America</i> .	280

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 – Algumas das taxas de doentes que deram saída do hospital, em função da patologia, em 2001/2005 e uma projeção futura, por 10000 habitantes (adaptado de [20]).....	7
Tabela 2.1 – Serviços de Gastrenterologia – Nomenclatura comum SNS/Convencionados (adaptado da área F – Endoscopia Gastrenterológica de [50]).	31
Tabela 3.1 – Regiões anatómicas do Tubo Digestivo Superior (adaptado de [52] e de [55]).	35
Tabela 3.2 – Exemplo para a categoria “Lúmen” da terminologia mais relevante para cada órgão (adaptado de [52] e de [55]).	36
Tabela 3.3 – Algumas das indicações para a Endoscopia Digestiva Alta (adaptado de [52] e de [55]).	37
Tabela 3.4 – Exemplo de diagnósticos para o trato gastrointestinal superior (adaptado de [52] e de [55])......	37
Tabela 5.1 – Fontes de imagens e vídeos existentes.	117
Tabela 6.1 – Técnicas de classificação em função da patologia referidas na literatura.	142
Tabela 8.1 – Entidades (tipo, comunicação, perfil) (retirado de [26]).	261

LISTA DE TABELAS EM APÊNDICE

Tab. B.1 – Comparação entre os diversos sistemas de vídeo-endoscópico existentes no mercado com as especificações recomendadas pelo instituto ECRI (adaptado de [229]).	220
Tab. B.2 – (Continuação) Comparação entre os diversos sistemas de vídeo-endoscópico existentes no mercado com as especificações recomendadas pelo instituto ECRI (adaptado de [229]).	222
Tab. C.1 – Endoscópios, aplicação versus tipos (rígido/flexível).	226
Tab. D.1 - Tipos mais comum de endoscopia (designação) <i>versus</i> área do corpo em que é utilizada.	229
Tab. F.1 - Regiões anatómicas e Locais do Tubo Digestivo Superior – Esófago, Estômago e Duodeno (adaptado de [52] e de [55]).	236
Tab. F.2 - Órgãos relevantes (adaptado de [52]).	237
Tab. F.3 - Terminologia para a esófago-gastro-duodenoscopia (adaptado de [52] e de [55]).	238
Tab. F.4 – Terminologia para descrever os Meios Adicionais de Diagnóstico e Técnicas Terapêuticas (adaptado de [55]).	240
Tab. F.5- Terminologia para descrever as complicações (adaptado de [55]).	240
Tab. F.6 - Indicações para a Endoscopia Digestiva Alta (adaptado de [52] e de [55]).	241
Tab. F.7 – Listagem dos diagnósticos do Esófago (adaptado de [52] e de [55]).	243
Tab. F.8 - Listagem dos diagnósticos do Estômago (adaptado de [52] e de [55]).	243
Tab. F.9 - Listagem dos diagnósticos do Duodeno (adaptado de [52] e de [55]).	244

Tab. H.1 – Comparação entre modelos de gastroscópios das marcas Olympus e Pentax (adaptado de [65] e [66]).	247
Tab. J.1 – Aplicações da técnica NBI.	257
Tab. L.1 – Placas de aquisição da <i>Blackmagic Design</i> , esta tabela foi dividida em duas partes (adaptado de [102]).	262
Tab. L.2 – Placas de aquisição da <i>Matrox</i> (adaptado de [241]).	263
Tab. N.1 – Algumas de características mais importantes da <i>LibVLC</i> (adaptado de [247]).	266
Tab. N.2 – Alguns dos módulos LibVLC mais importantes (adaptado de [248]).	267

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1.1 – Frequência relativa (%) por categoria de ato complementar de diagnóstico e terapêutica efetuado no ano de 2008 (fonte de dados [15]).	5
Gráfico 1.2 – Endoscopias efetuadas na área dos cuidados de saúde primários em Portugal Continental entre 1995 – 2008 (fonte de dados: [15]).	6
Gráfico 1.3 – Número de publicações por patologias em função do equipamento utilizado (Endoscópico flexível, Cápsula Endoscópica e pCLE). Publicações com datas entre 1988 e 2010 (retirado de [18]).	6
Gráfico 1.4 – Número de publicações por patologias e órgãos do sistema gastrointestinal. Publicações com datas entre 1988 e 2010 (retirado de [18]).	10
Gráfico 2.1 – Percentagem dos diferentes exames de gastroenterologia realizados em Portugal no ano de 2005, (fonte de dados [21]).	31

LISTA DE EQUAÇÕES E CÓDIGO

Equação 6.1 - A rede de Bayes implementa o Teorema de Bayes (Probabilidade condicional) a sistemas complexos de modo hierárquico.	143
Equação 6.2 – Componentes do descritor DS (retirado de [205]).	149
Equação 6.3 – Fórmula para cálculo do descritor HT (retirado de [206]).	151
Cod. N.1 - Estrutura do ficheiro XML do projeto (adaptado de [122]).	270

NOTAÇÃO E ACRÓNIMOS

NOTAÇÃO GERAL

A notação ao longo do documento segue a seguinte convenção:

- **Texto em itálico** – para palavras em língua estrangeira (e.g., Inglês, Latim, Francês), equações e fórmulas matemáticas. Também utilizado para dar ênfase a um determinado termo ou expressão e para destacar nomes próprios.
- **Texto em negrito** – utilizado para realçar um conceito ou palavra.
- Texto com o tipo de letra `Courier New` – para nomes das tabelas do modelo relacional, enxertos e exemplos de código.

A presente dissertação foi elaborada ao abrigo do novo acordo ortográfico.

ACRÓNIMOS

A

ACSS	Administração Central do Sistema de Saúde
AFI	<i>AutoFluorescence Imaging</i>
ANN	Artificial Neural Network
API	<i>Application Programming Interface</i>
ARDEN	<i>Arden Syntax for Medical Logic Systems</i>
ASGE	<i>American Society for Gastrointestinal Endoscopy</i>
ATC	<i>Anatomical Therapeutic Chemical Code</i>

C

CADSS	<i>Computer-Aided Decision Support Systems</i>
CBIR	<i>Context-Based Image Retrieval</i>
CBMIR	<i>Content-Based Multimedia Information Retrieval</i>
CBS	<i>Counter-Based Shape</i>
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i>
CE	<i>Cápsula Endoscópica</i>
CL	<i>Color Layout</i>
CMYK	<i>Cyan, Magenta, Yellow, "K"ey (Black)</i>
CPRE	<i>ColangioPancreatografia Retrógrada Endoscópica</i>
CS	<i>Color Structure</i>
CSS	<i>Curvature Scale-Space</i>
D	
D	<i>Descriptors</i>
DAG	<i>Direct acyclic graph</i>
DC	<i>Dominant Color</i>
DCT	<i>Discrete Cosine Transform</i>
DDL	<i>Description Definition Language</i>
Ds	<i>Descriptions</i>
DSs	<i>Description Schemes</i>
DWT	<i>Discrete Wavelet Transform</i>
E	
EB	<i>Esófago de Barrett</i>
ECRI	<i>Emergency Care Research Institute</i>
EDA	<i>Endoscopia Digestiva Alta</i>
EDB	<i>Endoscopia Digestiva Baixa</i>
EEI	<i>Esfíncter Esofágico Inferior</i>
EGD	<i>EsofagoGastroDuodenoscopia (do inglês, EsophagoGastroDuodenoscopy)</i>
ESDE	<i>European Society of Digestive Endoscopy</i>
EUS	<i>Endoscopic UltraSound</i>
F	
FICE	<i>Fujinon (flexible) Imaging Color Enhancementt</i>
FLWR	<i>For-Let-Where-Order-Return</i>
G	
GET-C	<i>Gastrointestinal Endoscopic Terminology Coding</i>
GLCM	<i>Gray Level Co-occurrence Matrices</i>
GoF	<i>Group-of-Frames</i>

GoP	<i>Group-of-Pictures</i>
H	
HD	<i>High Definition</i>
HDMI	<i>High-Definition Multimedia Interface</i>
HDTV	<i>High Definition Television</i>
HIS	<i>Hospital Information System</i>
HL7	<i>Health Level Seven</i>
HMMD	<i>Hue, Max, Min, Diff;</i>
HSI	<i>Hue, Saturation, Intensity</i>
HSL	<i>Hue, Saturation, Lightness</i>
HSV	<i>Hue, Saturation, Value</i>
HT	<i>Homogeneous Texture</i>
HTTP	<i>Hypertext Transfer Protocol</i>
I	
i	<i>interlaçado</i>
IaaS	<i>Cloud Infrastructure as a Service</i>
ICD	<i>International Classification of Diseases</i>
ICPC	<i>International Classification of Primary Care</i>
ICPM	<i>International Classification of Procedures in Medicine</i>
ID	<i>Identity Document</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IM	<i>Informática Médica</i>
IRI	<i>InfraRed Imaging</i>
IRS	<i>Information Retrieval System</i>
ISO	<i>International Standard Organization</i>
K	
K-NN	<i>k-nearest neighbor classification</i>
KDE	<i>Kernel Density Estimation</i>
L	
LAN	<i>Local Area Network</i>
LBP	<i>Local Binary Pattern</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
LEH	<i>Local Edge Histogram</i>
M	
MCDT	<i>Meios Complementares de Diagnóstico e Terapêutica</i>
MeSH	<i>Medical Subject Headings</i>

MI	<i>Medical Informatics</i>
MIR	<i>Multimedia Information Retrieval</i>
MPEG	<i>Moving Picture Experts Group</i>
MPEG-7	<i>Multimedia Content Description Interface</i>
MSE	<i>Mean Squared Error</i>
MST	<i>Minimal Standard Terminology</i>
MVFG	<i>Multi-format Video Frame Grabber</i>
N	
NBI	<i>Narrow band Imaging</i>
NIST	<i>National Institute of Standards and Technology</i>
NTSC	<i>National Television System Committee</i>
O	
OMED	<i>Organization Mondiale Endoscopia Digestive</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
ONSA	Observatório Nacional de Saúde
P	
p	progressivo
PaaS	<i>Cloud Platform as a Service</i>
PAL	<i>Phase Alternating Line</i>
PCE	Processo Clínico Eletrônico
pCLE	<i>probe Confocal Laser Endomicroscopy</i>
PEG	Gastrostomia Percutânea Endoscópica
R	
RBS	<i>Region-Based Shape</i>
RGB	<i>Red, Green, Blue</i>
RIM	<i>Real-time Image Mapping</i>
RIS	Rede Informática da Saúde
RM	Ressonância Magnética
ROI	<i>Region Of Interest</i>
S	
SaaS	<i>Cloud Software as a Service</i>
SADC	Sistemas de Apoio à Decisão Clínica
SAFE	<i>Simultaneous AutoFluorescence Endoscopy</i>
SC	<i>Scalable Color</i>
SDK	<i>Software Development Kit</i>
SI	Sistemas de Informação

SIH	Sistemas de Informação Hospitalar
SNOMED	<i>Systematized Nomenclature of Human and Veterinary Medicine</i>
SNS	Serviço Nacional de Saúde
SO	Sistema Operativo
SPED	Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva
SVM	<i>Support Vector Machines</i>
T	
TC	Tomografia Computadorizada
TGI	Trato GastroIntestinal
TI	Tecnologias de Informação
U	
UGIE	<i>Upper GastroIntestinal Endoscopy</i>
UML	<i>Unified Modeling Language</i>
URL	<i>Uniform Resource Locator</i>
USE	UltraSonografia Endoscópica
V	
VE	<i>Virtual endoscopy</i>
VLC	<i>VideoLan Client</i>
VPN	<i>Virtual Private Network</i>
W	
WCE	<i>Wireless Capsule Endoscopy</i>
WEO	<i>World Endoscopy Organisation</i>
WHO-FIC	<i>World Health Organization - Family of International Classifications</i>
WWW	<i>World Wide Web</i>
WYSIWYG	<i>What you see is what you get</i>
X	
XML	<i>Extensible Markup Language</i>

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 ENQUADRAMENTO

A Informática Médica (IM) (do inglês, *Medical Informatics* – MI) surgiu, em parte, devido à necessidade de conjugar as Tecnologias de Informação (TI) emergentes com os múltiplos desafios que a prática da medicina enfrenta atualmente [1]. Nesta interação, a medicina oferece tarefas e métodos complexos que funcionam como base de investigação, enquanto que as tecnologias de informação disponibilizam ferramentas e técnicas para desenvolver as metodologias. O termo *Medical Informatics* surge pela primeira vez na década de 70, vindo a ganhar consistência até aos dias de hoje. Anteriormente eram adotados termos como informática da saúde, computação na medicina, ciências da informação médica, entre outros [2]. Desde então, esta área sofreu uma rápida expansão e dada a sua multidisciplinaridade apresenta diversas áreas de investigação (Figura 1.1), e.g. Telemedicina, Processo Clínico Eletrónico (PCE), Sistemas de Apoio à Decisão Clínica (SADC), Bioinformática, Imagem Médica [3].

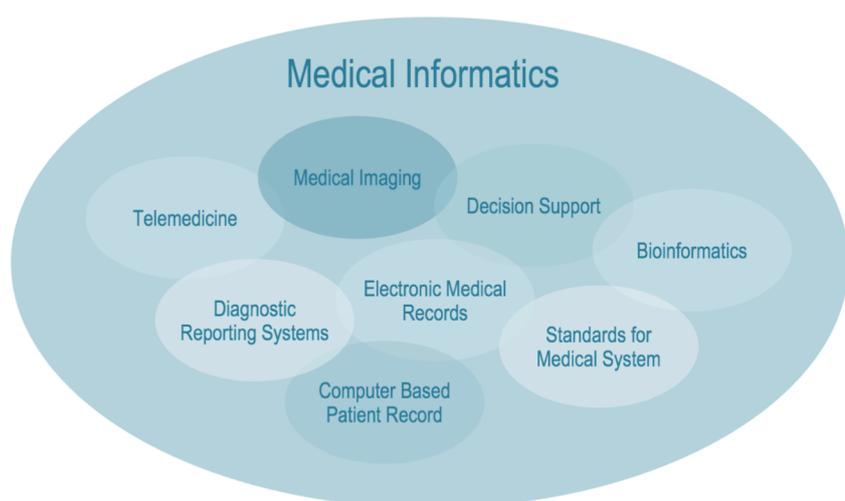


Figura 1.1 – Áreas de investigação que fazem parte da Informática Médica (adaptado de [3]).

Devido à interdisciplinaridade característica da Informática Médica, a sua própria definição não é consensual [1]. Contudo, uma das definições mais aceites foi proposta por *Shortliffe* [4], que a designa como:

*“Scientific field that deals with resources, devices and formalized methods for optimizing the storage, retrieval and management of biomedical information for problem solving and decision making”*¹.

Para além da definição citada anteriormente, existem inúmeras definições que se poderiam citar [5], sendo apresentadas de seguida duas das mais relevantes.

¹ Em Português, “É a área científico que trata dos recursos, dispositivos e métodos para otimização do armazenamento, da recuperação e da gestão de informação biomédica para resolução de problemas de tomada de decisão”.

“Medical informatics is the application of computers, communications and information technology and systems to all fields of medicine - medical care, medical education and medical research”², segundo *Morris F. Collen* [6].

Citando *Warner, et al.* em *Knowledge Engineering in Health Informatics* [7], “Medical Informatics is the branch of science concerned with the use of computers and communication technology to acquire, store, analyze, communicate, and display medical information and knowledge to facilitate understanding and improve the accuracy, timeliness, and reliability of decision-making”³.

O domínio técnico-científico da IM cruza transversalmente duas áreas do saber devidamente estabelecidas (Figura 1.2): Ciências da Saúde; e Ciências da Informação e da Computação [8].

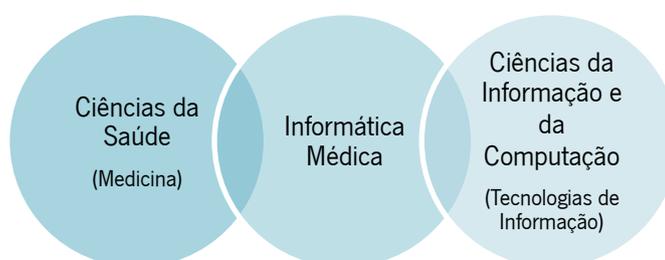


Figura 1.2 – Áreas do saber fundamentais no domínio técnico-científico da Informática Médica (adaptado de [8]).

A Informática Médica é uma subdisciplina da Informática de Saúde que influencia diretamente a relação médico – paciente. De modo a facilitar a prestação de cuidados de saúde, o objetivo da IM é garantir o acesso à informação médica do paciente aquando da tomada de decisão. Por outro lado, a IM também se concentra na gestão de dados clínicos para posterior análise/pesquisa para fins de gestão, diagnóstico e/ou investigação [8] [9]. Na Figura 1.3 pode-se visualizar os objetivos anteriormente enumerados bem como outros normalmente associados à IM.

Em Portugal, a Informática Médica, apesar de ainda se encontrar num estado primário de desenvolvimento, é uma área de importância crescente pelo contributo que pode proporcionar na melhoria e modernização da prestação dos cuidados de saúde, com conseqüente racionalização, através de uma melhor gestão da informação de saúde assim como dos recursos associados [10] [11].

Atualmente, assiste-se a um aumento significativo da procura de serviços de saúde, em certa parte devido ao aumento da população idosa e às exigências dos cidadãos [8].

² Em Português, “A Informática Médica é a aplicação de sistemas e tecnologias de informação e comunicação à área da medicina – cuidados médicos, educação e investigação médica”.

³ Em Português, “A Informática Médica é o ramo da ciência relacionado com o uso de TI na aquisição, armazenamento, análise, difusão e visualização de informação e conhecimento médico para facilitar a compreensão e melhorar a precisão, oportunidade e segurança na tomada de decisão.”



Figura 1.3 – Alguns dos objetivos associados à Informática Médica.

A Organização Mundial de Saúde (OMS) é uma agência especializada na área da saúde, que tem como objetivo desenvolver o nível de saúde em todas as nações. Segundo o preâmbulo da Constituição da OMS, a saúde é definida como “*a state of complete physical, mental, and social well-being and not merely the absence of disease or infirmity*”⁴ [12].

Um sintoma corresponde a qualquer alteração da percepção normal que um indivíduo tem do seu próprio corpo, metabolismo ou sensações, podendo ou não ser um indício de doença. Os sintomas podem ser frequentemente confundidos com sinais, que correspondem a alterações detetadas ou medidas por outra pessoa (e.g., alterações no metabolismo, o aspeto do doente, a sua condição física), geralmente um profissional de saúde. Um sinal pode ou não constituir um indício de doença e pode ser detetado sem o relato do próprio indivíduo, enquanto que um sintoma é próprio de cada indivíduo sendo necessária a interpretação do próprio paciente [13].

O diagnóstico médico envolve três etapas básicas: a história clínica do paciente (anamnese), os sinais detetados no exame físico e os resultados obtidos da investigação complementar. Como já referido, um profissional de saúde começa por realizar uma anamnese (i.e., entrevista realizada pelo profissional de saúde ao paciente), que é considerada o ponto inicial no diagnóstico de uma doença, tendo como objetivo obter os elementos essenciais da história clínica do paciente e os elementos necessários para guiar o

⁴ Em Português, “Um estado de completo bem-estar físico, mental e social e não consistindo somente da ausência de uma doença ou enfermidade”.

profissional de saúde no exame físico. Após a anamnese é realizado o exame físico, onde se procuram os sinais e sintomas da doença. Este exame é composto por uma pesquisa, observação e posterior confirmação dos sinais correspondentes a uma determinada patologia. Num terceiro momento, são realizados exames complementares de diagnóstico, que podem ser ou não invasivos, e.g., radiografia, Tomografia Computadorizada (TC), Ressonância Magnética (RM), exames laboratoriais, endoscopia, ecografia, exames anatomopatológicos [13].

Os Meios Complementares de Diagnóstico e Terapêutica (MCDTs) desempenham um papel fundamental na prestação de cuidados de saúde, possibilitando ao médico prescrever o tratamento mais adequado a cada situação. A evolução tecnológica verificada nos últimos anos, permite oferecer atualmente um leque alargado de novos meios complementares, suportados pela tecnologia mais sofisticada [14]. Esta evolução leva a uma maior dependência destes meios por parte dos médicos no processo de diagnóstico, tendo como consequência um aumento do número de exames, bem como da sua qualidade. Tudo isto conduz a um aumento dos custos na área da saúde.

Segundo o documento intitulado “*Elementos estatísticos - Informação Geral: Saúde 2008*” [15], emitido pela Direção-Geral da Saúde no ano de 2010, as análises clínicas representam cerca de 85% do total de exames complementares executados em Portugal no ano de 2008. No Gráfico 1.1 pode ser visualizada a forma como os restantes 15% são distribuídos. De entre os exames complementares de diagnóstico e terapêuticos, a endoscopia assume cada vez mais um papel preponderante dado o seu custo acessível e os resultados obtidos. No Gráfico 1.2 pode ser visualizado o número de endoscopias realizadas e requisitadas até ao ano em que se realizou o estudo (2008).

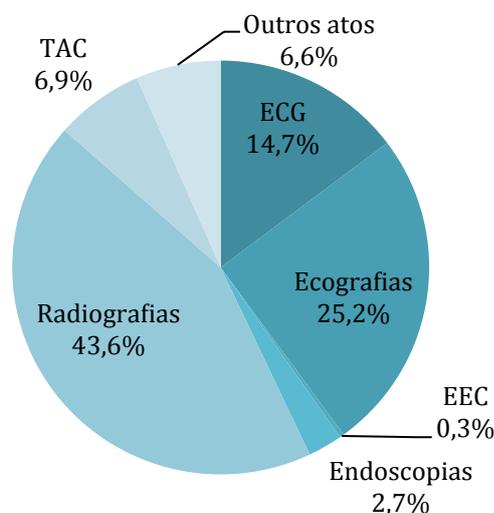


Gráfico 1.1 – Frequência relativa (%) por categoria de ato complementar de diagnóstico e terapêutica efetuado no ano de 2008 (fonte de dados [15]).

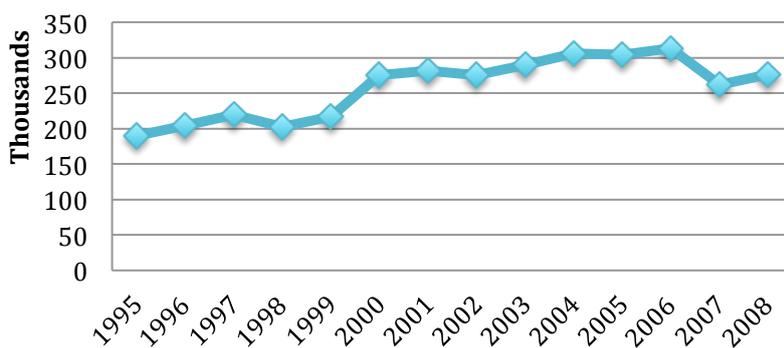


Gráfico 1.2 – Endoscópias efetuadas na área dos cuidados de saúde primários em Portugal Continental entre 1995 – 2008 (fonte de dados: [15]).

As primeiras tentativas de realizar Endoscópias Gastrointestinais deram-se há mais de 200 anos, mas o desenvolvimento dos gastroscópios semirrígidos em meados do século XX marcou o início da era moderna dos procedimentos endoscópicos. Desde então, progressos rápidos na tecnologia endoscópica possibilitaram alterações surpreendentes no diagnóstico e tratamento de muitas doenças do aparelho digestivo. Os equipamentos inovadores e as novas técnicas endoscópicas têm vindo a ajudar na deteção de um número crescente de indicações (i.e. sinais e doenças) durante o exame de endoscopia [16] [17].

De acordo com a literatura, dos diferentes equipamentos utilizados em endoscopia, os endoscópios flexíveis são dos mais usados, e.g. para detetar pólipos, como se pode ver no Gráfico 1.3. Apesar deste equipamento ser também o mais escolhido para detetar outras patologias, existem alguns casos (e.g. hemorragias, tumores, úlceras) em que a endoscopia por cápsula (do inglês, *Wireless Capsule Endoscopy* – WCE) é a técnica que apresenta resultados mais satisfatórios (Gráfico 1.3).

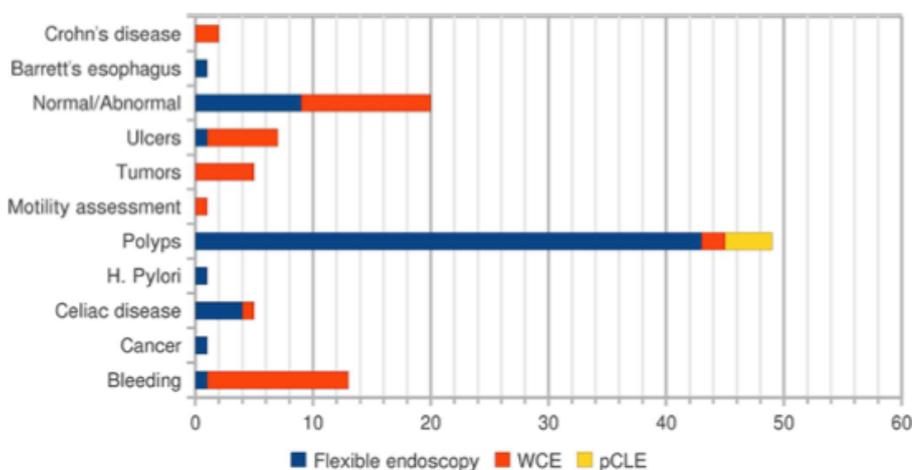


Gráfico 1.3 – Número de publicações por patologias em função do equipamento utilizado (Endoscópio flexível, Cápsula Endoscópica e pCLE⁵). Publicações com datas entre 1988 e 2010 (retirado de [18]).

⁵ pCLE, do inglês, *probe Confocal Laser Endomicroscopy*. Trata-se de um equipamento CLE com uma sonda inserida por um canal acessório.

A Endoscopia Digestiva Alta - EDA (do inglês, *Upper Gastrointestinal Endoscopy* - UGIE), também conhecida como EsofagoGastroDuodenoscopia - EGD (do inglês, *EsophagoGastroDuodenoscopia* - EGD), é realizada pela inserção de um endoscópio flexível pela boca passando pelo esófago, estômago, bulbo e segunda porção do duodeno. Este procedimento é o método ideal para examinar a mucosa do Trato Gastrointestinal (TGI) alto [16] [17].

O sistema digestivo não está simplesmente relacionado com a digestão. O trato gastrointestinal é um canal muscular revestido por uma túnica mucosa, que se estende dos lábios até o orifício anal e que apresenta, em níveis sucessivos, uma série de estruturas acessórias, dentais, glandulares e musculares. Estas estruturas participam de algum modo na ingestão, mastigação, transporte, digestão e absorção de matéria alimentícia de qualquer espécie e na eliminação de resíduos não absorvidos [19]. Com tantas tarefas/processos a ocorrer no sistema digestivo é de extrema importância conversá-lo para minimizar o risco de contrair qualquer tipo de doença. A título de exemplo, na Tabela 1.1 pode ser visualizada uma projeção futura da taxa de doentes que deram saída dos hospitais (e.g., alta, transferência externas, óbitos) no período de 2010 a 2060, sendo que esta projeção aponta para um aumento mais acentuado dos doentes que deram saída por doenças do aparelho circulatório (variação percentual de 2005 a 2060 de 54,8%) seguido pelas doenças do aparelho respiratório (36,9%), aparelho digestivo (23,9%) e sistema nervoso (37,4%) [20].

Tabela 1.1 – Algumas das taxas de doentes que deram saída do hospital, em função da patologia, em 2001/2005 e uma projeção futura, por 10000 habitantes (adaptado de [20]).

Patologia	2001	2005	2010	2020	2030	2040	2050	2060	Var. % 2005- 2060
Infeciosas e Parasitárias	19,8	20,7	20,8	20,9	21,1	21,7	22,2	22,2	7,3
Neoplasias	76,7	91,9	94,7	102,6	111,3	117,5	122,6	123,5	34,4
Endócrina, nutricionais e metabólicas	19,1	22,8	23,5	25,3	27,6	29,6	31,3	31,5	38,0
Sangue e Sistema imunológico	6,3	7,6	7,7	8,2	8,8	9,4	10,0	10,1	32,9
Mentais e de comportamento	12,7	13,8	13,9	14,0	14,0	14,0	13,8	13,8	-0,1
Sistema Nervoso e Órgãos dos sentidos	48,2	66,4	68,1	73,4	79,7	85,6	90,6	91,2	37,4
Aparelho Circulatório	116,9	123,1	127,8	142,4	159,7	175,3	188,7	190,5	54,8
Aparelho Respiratório	72,6	95,4	97,1	103,1	111,1	121,0	129,7	130,6	36,9
Aparelho Digestivo	103,6	106,0	108,1	113,9	120,5	126,0	130,6	131,3	23,9
Aparelho Geniturinário	51,4	69,1	70,4	73,9	77,7	80,8	83,3	83,6	21,1

Segundo a documentação publicada pela Administração Central do Sistema de Saúde (ACSS), intitulada de “*Rede de Referência Hospitalar de Gastrenterologia*” e aprovada em junho de 2008 [21], Portugal

apresenta uma taxa elevada de incidência e prevalência de doenças do foro gastroenterológico em comparação aos Países Ocidentais. Segundo dados do Observatório Nacional de Saúde (ONSA), e.g. a doença de refluxo gastro-esofágico apresenta uma prevalência de 35% na população portuguesa com mais de 18 anos. Estima-se que 15-20% da população sofra de dispepsia⁶ no decurso de um ano. O cancro do aparelho digestivo (e.g. estômago, cólon, reto) apresenta valores elevados de ocorrência em Portugal. Em 2004, o cancro do estômago apresentava uma taxa de mortalidade elevada, com um valor anual de 2404 mortes. Já o cancro do cólon e reto é considerado como a primeira causa de morte por cancro (14.8% das mortes por cancro), com um total de 3232 mortes em 2004 [21].

Através da endoscopia gastrointestinal, os médicos são capazes de detetar doenças graves que se encontrem num estágio inicial de desenvolvimento, logo a taxa de mortalidade para muitas patologias, especialmente diferentes tipos de cancro, foi reduzida drasticamente ao longo dos últimos anos [22] [23]. Alguns exemplos de patologias conhecidas por serem pré-malignas ou por aumentarem o risco de cancro no trato gastrointestinal são os adenomas, o esófago de Barrett, a doença de *Crohn* ou a doença celíaca. A deteção atempada de hemorragias gastrointestinais pode ser importante para avaliar a gravidade da situação [18].

Como já foi referido, hoje em dia, o diagnóstico e a prescrição médica socorrem-se de meios auxiliares de diagnóstico e tratamento muito especializados, sendo alguns automatizados em serviços próprios (imagiologia e a patologia clínica) e outros em unidades orgânicas dentro das várias valências clínicas (e.g. a exploração funcional respiratória na pneumologia, o laboratório de cardiologia no serviço de cardiologia) [24].

A Imagiologia, também denominada por Imagem Médica, é uma das principais áreas de investigação da Informática Médica. A Imagiologia compreende um conjunto de técnicas e metodologias que permitem obter representações visuais de partes do corpo humano, órgãos ou tecidos. A imagem médica tornou-se uma ferramenta indispensável na prestação de cuidados de saúde modernos, apresentando-se geralmente como o único meio que permite estudar a saúde do paciente ao vivo e em tempo real. Através dos avanços realizados nas diferentes modalidades de Imagiologia (e.g. TC, RM), tem sido possível adquirir conhecimento relevante relacionado com uma vasta gama de condições médicas, esclarecendo questões de estrutura e funcionais [25].

⁶ Dispepsia – é o termo médico que designa “dificuldades de digestão”, popularmente conhecida como “ingestão”. Pode-se recorrer à Endoscopia Digestiva Alta para afastar causas orgânicas como úlceras e tumores.

Das diversas técnicas/modalidades existentes, algumas apresentam como *output* um conjunto de imagens (e.g., RM, TC), enquanto outras apresentam diferentes formas de dados médicos, e.g. endoscopia e ecografia, cujo output pode ser vídeo ou um conjunto de imagens.

No caso da endoscopia, a imagem médica aborda não apenas as imagens capturadas durante o exame como também os dados associados, de forma a: entender o contexto do exame que originou a imagem; documentar observações; e correlacionar e chegar a novas conclusões sobre as doenças e/ou evolução de um problema clínico [25]. Ao recorrer a técnicas de visão por computador ou de processamento de imagem, o investigador pode tornar o seu trabalho mais preciso, melhorando deste modo os resultados da endoscopia.

Enquanto os humanos podem aprender a interpretar padrões numa imagem (e.g. radiologista, gastroenterologista), as nuances de extrair conhecimento de uma imagem ainda desafiam os melhores algoritmos, isto apesar dos avanços significativos no processamento de imagem e nas técnicas de visão por computador. A investigação em informática médica tem em atenção todo o espectro de conceitos de baixo nível (e.g., normalização de imagens; processamento de sinal e imagem), abstrações de nível superior (e.g., associar o significado semântico a uma região de uma imagem; visualização e fusão de imagens) e, por fim, extração e aplicação de conhecimento a partir de imagens médicas [25].

De modo a ser possível detetar e/ou classificar as anomalias presentes no trato gastrointestinal e de forma a contribuir para que o médico especialista melhore a precisão no diagnóstico médico foi associada uma nova área à endoscopia médica, denominada sistemas de apoio à decisão para diagnósticos médicos (do inglês, *Computer-Aided Decision Support Systems* - CADSSs). Além deste tipo de sistemas, têm surgido diferentes métodos que não fornecem diretamente suporte à decisão. Em vez disso, visam melhorar a qualidade de imagem, detetar imagens deterioradas ou fornecer suporte para acompanhar o procedimento endoscópico [18].

Atualmente, a endoscopia é usada para detetar vários tipos de patologias (algumas já referidas anteriormente). Devido a este facto, existe uma grande variedade de patologias que são alvo de diferentes sistemas de apoio à decisão, ou seja, cada um destes sistemas ajuda a detetar ou classificar um certo número de patologias, para as quais se encontram preparados. Como se pode notar no Gráfico 1.4, a deteção e classificação de pólipos é a área dominante de investigação, segundo [18], de todas as abordagens encontradas na literatura, 47 pertencem a pólipos, principalmente os pólipos localizados no cólon.

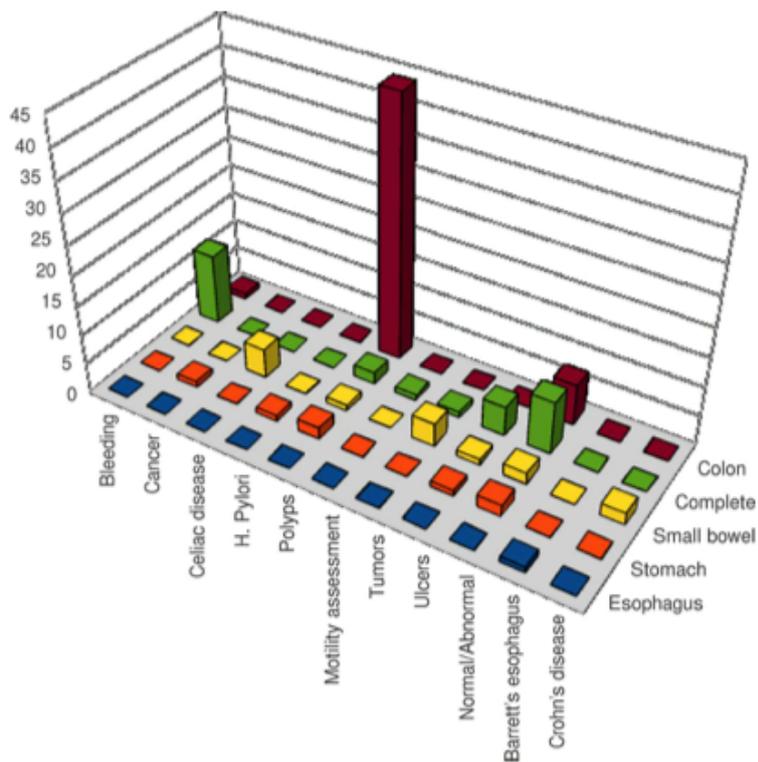


Gráfico 1.4 – Número de publicações por patologias e órgãos do sistema gastrointestinal. Publicações com datas entre 1988 e 2010 (retirado de [18]).

É no contexto de toda esta agilidade tecnológica e na constante demanda por cuidados de saúde de qualidade superior, que surge a presente dissertação. Com a proposta de uma solução baseada numa arquitetura orientada ao serviço para aquisição, tratamento, arquivo e difusão de exames de endoscopia, pretende-se, em primeiro lugar, conceber um protótipo capaz de assegurar todas estas tarefas. Em segundo lugar, disponibilizar e partilhar a informação entre todos os dispositivos deste género ligados ao sistema, permitindo também o acesso a determinada informação a partir de outro tipo de dispositivos, que por sua vez podem tirar partido de certas funcionalidades disponibilizadas em interfaces próprias.

1.2 O PROBLEMA

Como já foi referido na secção anterior, os meios complementares de diagnóstico desempenham um papel fundamental na prestação de cuidados de saúde, possibilitando ao profissional de saúde prescrever o exame mais adequado para tentar validar a hipótese de diagnóstico. Nos dias que correm e com a evolução tecnológica verificada nos últimos anos, são cada vez mais os exames complementares prescritos/efetuados.

Por vezes o conhecimento resultante das consultas/exames complementares nem sempre é reutilizado, este facto pode estar relacionado com a forma como a informação foi armazenada ou com o esquecimento da sua existência. Estas duas razões por vezes contribuem para uma repetição desnecessária de exames.

A falta de informação partilhada entre as diferentes entidades e profissionais de saúde, pode ser considerado mais um motivo para a repetição escusada dos exames complementares.

Esta repetição conduz a um incómodo no bem estar do paciente, acrescenta custos desnecessários e tempo despendido (Figura 1.4).

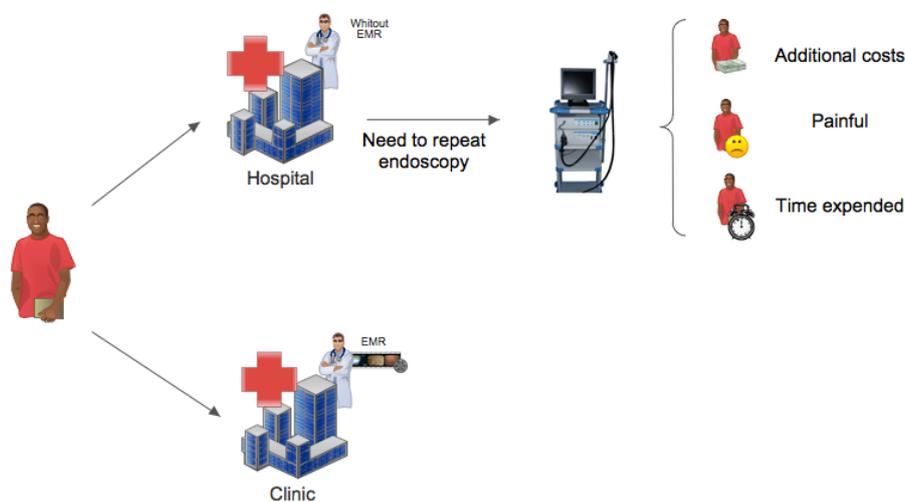


Figura 1.4 – Falta de partilha de informação entre as diferentes entidades e repetição do mesmo exame (retirado de [26]).

Caso o conhecimento fosse reutilizado e os exames partilhados, significaria uma redução do número de prescrições e do tempo de consulta.

Um dos principais problemas resultante dos exames de endoscopia (e.g. EDA, Cápsula Endoscópica - CE), é o tempo que o médico têm de dispensar para visualizar, analisar e interpretar os vídeos, num momento posterior à realização do exame (Figura 1.5). No caso da EDA o vídeo pode ter uma duração entre 5 a 15 minutos, enquanto que a análise de vídeo resultante da CE pode revelar-se um processo mais aborrecido, podendo ter uma duração entre 6 a 8 horas.



Figura 1.5 – Tempo despendido pelo médico na visualização, análise e interpretação dos vídeos (retirado de [26]).

Aquando da realização de uma endoscopia, por vezes o *output* resultante (vídeo, segmentos de vídeo, imagens) não é armazenado e só é aproveitado o necessário para a realização do relatório (e.g. algumas imagens retiradas do vídeo) (Figura 1.6). Mais uma vez, o facto deste material ser descartado pode resultar no pedido de novos exames.

Por vezes o médico necessita de procurar casos similares para ajudar num dado diagnóstico. No entanto, na maioria dos casos não existe um repositório de exames realizados (Figura 1.6), pelo que esta tarefa é inexecuível. A falta de armazenamento do material endoscópico também contribui para que o nível de investigação na área de endoscopia não aumente. Por outras palavras, a falta de vídeos contribui para a inexistência de uma base de conhecimento que poderia ser uma mais valia no processo de treino de algoritmos de deteção automática.

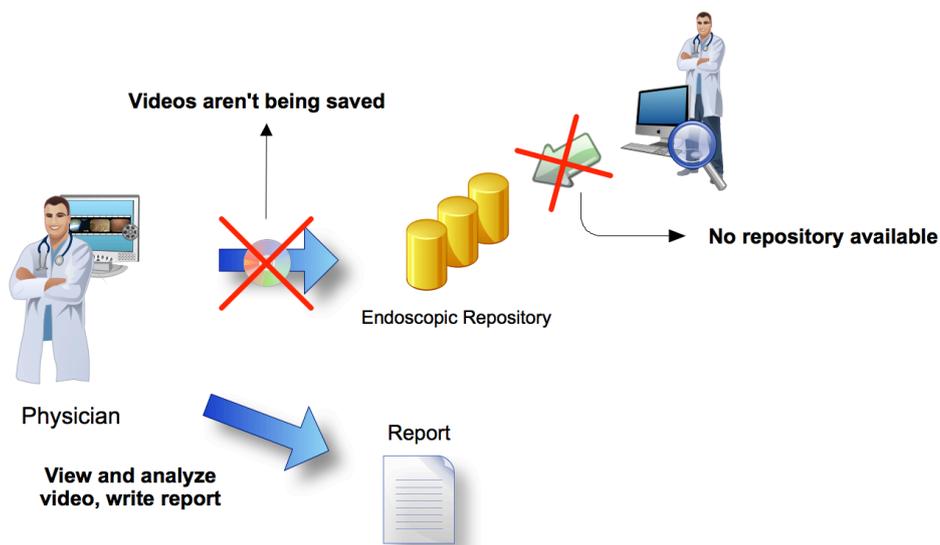


Figura 1.6 – Elaboração do relatório e eliminação do vídeo. Este facto resulta na inexistência de um repositório endoscópico (retirado de [26]).

Todo o conhecimento resultante, deveria ser adicionado ao processo clínico eletrónico de cada paciente bem como os exames realizados. Este objetivo não é possível satisfazer, devido ao reduzido histórico clínico que é partilhado entre instituições/entidades de saúde, ou mesmo entre entidades da mesma categoria. Por exemplo, os centros de saúde não partilham, por meios eletrónicos, informação entre si, verificando-se o mesmo entre hospitais. E no caso das unidades de saúde do Serviço Nacional de Saúde (SNS) não existe partilha de qualquer histórico clínico eletrónico com as unidades de saúde do setor privado [27]. Tudo isto, origina um grande problema de repetição de informação que afeta tanto profissionais como pacientes, tal como exposto anteriormente.

Um outro problema pode derivar do facto de haver uma baixa interoperabilidade entre o diferente hardware e software endoscópico existente na esmagadora maioria das entidades. Este problema é

essencialmente provocado pelo facto de serem fornecidos por diferentes fornecedores, sem cumprirem requisitos de uma arquitetura tecnológica e de informação que deveria ser definida estratégica e superiormente de forma a garantir a interoperabilidade dos sistemas.

É com base no panorama global apresentado na secção anterior, que se justifica o desenvolvimento de uma solução inovadora que suprima estes problemas, nomeadamente, o modo como a informação é armazenada, a fraca partilha de informação entre as diferentes entidades, a visualização e análise de vídeos de longa duração e a baixa interoperabilidades existente entre o diferente hardware e software endoscópico.

1.3 OBJETIVOS

Neste contexto e como objetivo principal deste trabalho, propõe-se a concepção e desenvolvimento de um protótipo de uma solução baseada numa arquitetura orientada ao serviço para aquisição, tratamento, arquivo e difusão de exames de endoscopia.

Mais especificamente, podem-se considerar os seguintes objetivos:

- Uniformizar o sistema a nível semântico, recorrendo à escolha de uma terminologia adequada e que contenha todos os principais termos ligados à Endoscopia Digestiva;
- Garantir a interoperabilidade tecnológica entre o diferente hardware existente para aquisição do vídeo endoscópico;
- Construção de um repositório de conteúdo multimédia para investigação clínica e académica;
- Desenvolver uma arquitetura de armazenamento e pesquisa de informação orientada ao conteúdo dos vídeos de endoscopia;
- Desenvolver novos métodos de processamento de vídeos para reduzir a duração total do vídeo e detetar automaticamente regiões de interesse para ajudar na tomada de decisão e em futuras pesquisas;
- Permitir transmissão, em tempo real, dos exames endoscópicos;
- Todo o tipo de informação deve estar sempre disponível e acessível, independentemente do lugar/entidade em que o profissional se encontre, para que através de ferramentas próprias seja possível trabalhar essa informação;

- Providenciar de um modo colaborativo a disponibilidade ubíqua de grandes volumes de dados (e.g., exames de endoscopia em HD(*High Definition*)), entre entidades e profissionais de saúde.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO

A presente dissertação compreenderá, para além deste capítulo introdutório, mais sete capítulos distintos estruturados da seguinte forma:

Os capítulos 2 e 3 foram criados com o intuito de fornecer algumas bases médicas para ajudar na percepção de conceitos e técnicas das áreas da Endoscopia e da Gastreenterologia.

No Capítulo 2 é realizada uma caracterização mais geral da endoscopia. Após a apresentação do conceito e dos tipos de endoscopias existentes, são abordados pormenores técnicos a respeito dos sistemas de vídeo endoscopia. Na segunda parte do capítulo é abordada a área de Gastreenterologia.

No Capítulo 3, é abordado em maior pormenor a técnica de endoscopia digestiva alta. Primeiramente, é explicado o porque da escolha da terminologia estandardizada mínima e seus objetivos. De seguida são apresentados conceitos anatómicos relevantes para a compreensão da técnica. No final do capítulo são expostas as diversas técnicas de imagem que podem ser combinadas com a endoscópica convencional de luz branca.

Os restantes capítulos à exceção do oitavo, expõem os conceitos técnicos que fundamentam a solução proposta. Esta solução é apresentada de um modo geral no Capítulo 4. Nesta capítulo é efetuada uma análise dos requisitos do sistema e das especificidades dos principais módulos. É ainda ilustrada a evolução do planeamento da arquitetura principal, assim como o modelo relacional que sustentará o funcionamento do sistema.

No Capítulo 5 são descrito os módulos de aquisição, *streaming* e arquivo, sendo apresentadas ainda duas aplicações desenvolvidas, *MIVinterface* e o plugin MVFG.

O módulo de tratamento é descrito no Capítulo 6, sendo realizada uma análise de todas as etapas que constituem este módulo. Para cada etapa são apresentadas hipóteses para o processamento do vídeo endoscópico. Por último, a tarefa de anotação automática do vídeo é analisada, isto do ponto de vista das tarefas de processamento que são necessárias.

No Capítulo 7 é realizado um estudo acerca das características necessárias para que o sistema proposto consiga disponibilizar constantemente a informação, permitindo a sua partilha contínua entre as diferentes entidades. Os dois conceitos com maior destaque neste capítulo são computação em nuvem e pesquisa de informação multimédia pelo seu conteúdo.

Finalmente, no Capítulo 8 são apresentadas as principais conclusões e contribuições. Por último, é proposto trabalho futuro cuja necessidade surge na sequência no trabalho aqui apresentado.

CAPÍTULO 2

ENDOSCOPIA E

GASTRENTEROLOGIA

2.1 ENDOSCOPIA

2.1.1 BREVE HISTÓRIA DA ENDOSCOPIA

No “Apêndice A - Perspetiva Histórica” encontra-se uma versão mais extensa e pormenorizada desta secção.

O endoscópio aparece pela primeira vez documentado no conjunto de obras atribuídas a *Hipócrates* (460 - 377 AC) – o pai da medicina (na Coleção Hipocrática – no escrito das Fístulas) e tinha como finalidade ser utilizado para olhar as cavidades mais profundas e inacessíveis do corpo humano [28] [29] [30].

No início do século XIX, a chamada era da endoscopia moderna, começaram a aparecer algumas versões primitivas de endoscópios rígidos, e.g., os instrumentos de *Bozzini* (1805) - Figura 2.1 (A), *Segalas* (1826), *Fisher* (1827), *Bonnafont* (1834), *Avery* (1843), e *Désormeaux* (1853) - Figura 2.1 (B) [31]. No decorrer da era da endoscopia rígida dois obstáculos logo se apresentaram, o facto do trato gastrointestinal ser escuro e não ser linear.



Figura 2.1 – (A) Endoscópio de *Bozzini*, (B) Endoscópio de *Désormeaux* (retirado de [32]).

Em 1881, *Johann von Mikulicz* (1850 - 1905) e os seus colegas inventaram o primeiro gastroscópio rígido e através da sua utilização conseguiram observar alguns casos de úlceras. A partir de 1920 surgem os primeiros endoscópios semirrígidos e em 1932 aparece o primeiro endoscópio flexível, desenvolvido por *Rudolph Schindler* (1888 - 1968) e *George Wolf* (1873 - 1938). *Rudolph Schindler* examinou o interior de um estômago utilizando diversas lentes posicionadas através do tubo com uma lâmpada elétrica em miniatura [32] [33].

Na década de 60, deu-se o aparecimento da fibra de vidro e *Basil Hirshowitz* foi pioneiro na criação de endoscópios (fibroscópio) feitos deste material (Figura 2.2 – A). Este material possibilitou a transmissão de

luz de uma extremidade até à outra, mesmo com o dispositivo curvado. Deste modo, foi possível visualizar o interior do estômago em tempo real. Este instrumento não permitia a captação de fotografias [32] [33].

Em 1964, foi inventada a gastrocâmara com um fibroscópio, denominada “*câmara com olho*”, que permitiu uma maior sofisticação no diagnóstico, pois permitia análises dinâmicas com observações diretas dos tecidos estomacais, sendo que mais tarde uma câmara foi montada na ocular para viabilizar a utilização de fotografias.

Com o contínuo desenvolvimento da tecnologia, em 1983 surgiram os primeiros endoscópios, denominados por vídeo endoscópios, no qual as imagens, após serem convertidas em sinais elétricos pelo Dipositivos de Carga Acoplada (do inglês, *Charge-Coupled Device* - CCD), são transmitidas no monitor (Figura 2.2 - B). Ainda nesta altura, foram desenvolvidos os endoscópios ultrassónicos e tinham como finalidade examinar a superfície do trato gastrointestinal e as camadas inferiores, para determinar a profundidade das lesões ou úlceras [32].

A primeira cápsula endoscópica (Figura 2.2 - C) apareceu no ano de 2000, com o principal objetivo de captar imagens do intestino delgado. É um dispositivo de dimensões reduzidas, deglutida pelo paciente, e que percorre todo o TGI, capturando imagens, sem causar desconforto e sendo eliminada por via natural [34].

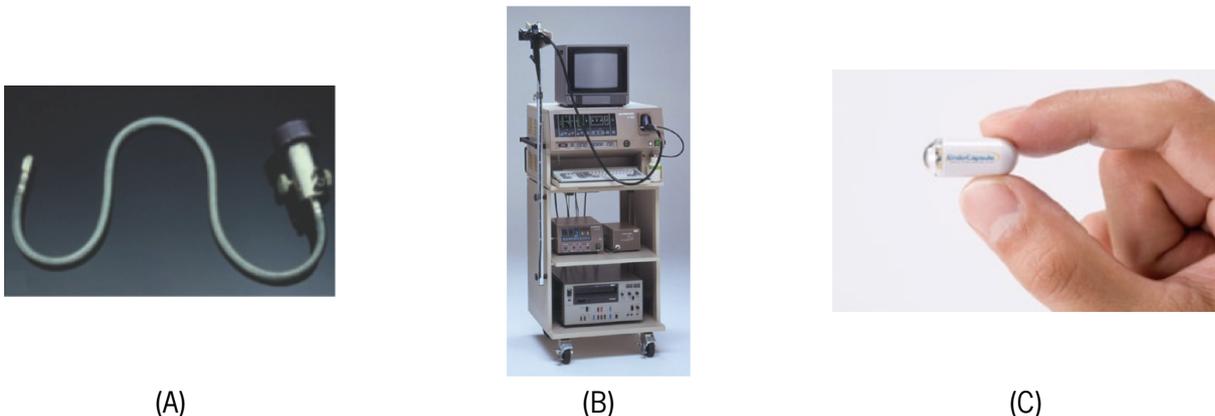


Figura 2.2 – (A) Protótipo de *Hirschowitz* (retirado de [31]). (B) Protótipo de um sistema vídeo endoscopia (retirado de [32]). (C) Cápsula endoscópica (retirado de [34]).

Desde a invenção do primeiro instrumento de endoscopia até aos dias de hoje, esta técnica evoluiu de modo a ser possível permitir a criação de instrumentos para:

- Diagnóstico: visual e histológico (biópsias);
- Tratamento (sob controlo visual): excisão de tumores vesicais ou prostáticos, cálculos vesicais, introdução de cateteres, etc.

2.1.2 CONCEITO

A palavra endoscopia deriva do grego “*éndon*” (dentro) + “*skopeĩn*” (olhar) que significa olhar para dentro [35]. A endoscopia tem como objetivo a obtenção de um diagnóstico ou realizar um tratamento terapêutico. É considerada um importante meio complementar de diagnóstico em algumas áreas da medicina (e.g. gastroenterologia, cirurgia, urologia, ginecologia, pneumologia), pois permite ao médico observar, estudar e registar imagens das cavidades e dos órgãos (e.g. estômago, pulmões, bexiga). Além disso, também é possível realizar biópsias e remover pólipos ou outros corpos estranhos.

Existem outras variantes da endoscopia que exigem a abertura de um pequeno orifício no corpo, para que o médico consiga ter acesso a uma dada cavidade interna. Estas variantes são consideradas técnicas invasivas, podendo ser realizadas sob anestesia local ou geral, o que geralmente está associado a algum desconforto por parte dos pacientes [36] [37].

2.1.3 EQUIPAMENTO UTILIZADO

A tecnologia que existe atualmente, levou a que os equipamentos endoscópicos fossem divididos em dois tipos [38]:

- Fibroscópio, que transmite a imagem através de uma fibra ótica (Figura 2.3 - A);
- Vídeo endoscópio, que transmite as imagens através de uma micro câmara ou CCD, obtendo-se uma imagem eletrónica (Figura 2.3 - B).

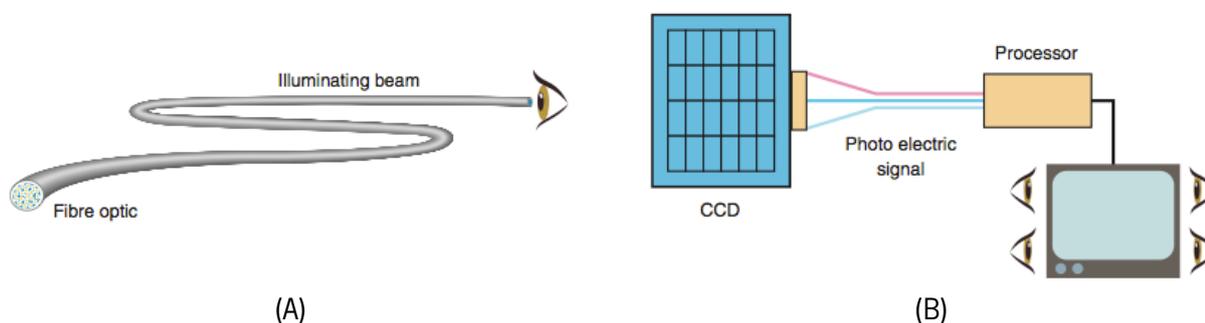


Figura 2.3 – Tipos de equipamentos: (A) endoscópio de fibra ótica, (B) vídeo endoscópio (retirado de [39]).

2.1.3.1 FIBROSCÓPIO

O fibroscópio utiliza um feixe de visualização ótica que contém milhares de finas fibras de vidro. A resolução da imagem de um fibroscópio é determinada pelo número de fibras óticas no feixe da imagem,

sendo a resolução limitada pelo tamanho de cada fibra. Um fibroscópio é constituído, em média, por 35 mil fibras [39].

A luz que incide na ponta de cada fibra é transmitida através de sucessivos reflexos internos (Figura 2.4 - A). A transmissão fidedigna de uma imagem depende da orientação espacial de cada fibra, que deve ser a mesma nas duas extremidades do feixe (este tipo de organização é designada por feixe coerente). Cada fibra de vidro individual é revestida com um vidro de densidade ótica inferior, de forma a prevenir a perda de luz no interior da fibra, uma vez que o revestimento não transmite qualquer luz. Este revestimento (Figura 2.4 - A) e o espaço entre as fibras provoca o espaço morto entre as fibras, também designado por “fração escura de acondicionamento” (do inglês, *dark packing fraction*), que é responsável pela fina malha que frequentemente surge nas imagens obtidas por fibra ótica (Figura 2.4 - B). Por esta razão, a qualidade de imagem de um feixe de fibra ótica, embora sendo excelente, nunca pode ser equiparada à qualidade de imagem obtida com um sistema de lente rígida [38]. Um inconveniente deste tipo de endoscópios é o facto das fibras serem frágeis, podendo-se quebrar a qualquer momento, o que leva ao aparecimento de pontos pretos e à redução da qualidade de imagem [39].

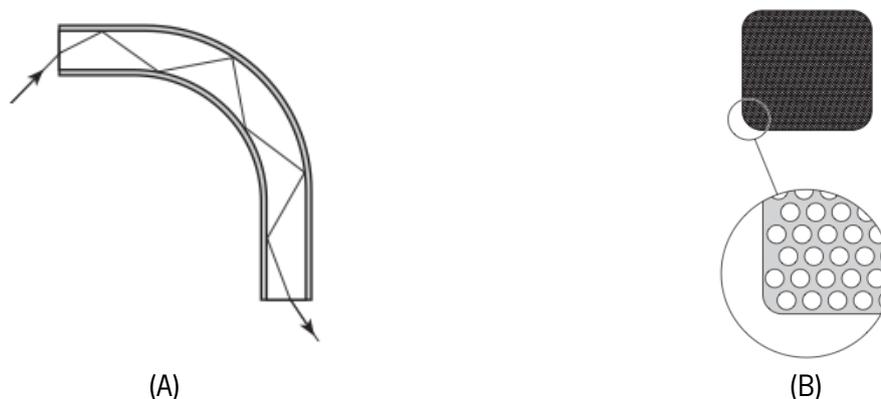


Figura 2.4 – Fibroscópio, (A) Reflexão interna da luz numa fibra de vidro, (B) Feixe de fibra expondo a “fração escura de acondicionamento” ou “espaço morto entre as fibras” (retirado de [38]).

2.1.3.2 VÍDEO ENDOSCÓPIO

2.1.3.2.1 INTRODUÇÃO

Este trabalho teve como ponto de partida uma pesquisa exaustiva de empresas que comercializem produtos/sistemas ligados à área da endoscopia. Na revista intitulada “*Buyers’ guide 2011*” e lançada pela *HospiMedica* no ano de 2011 [40], foi encontrada na secção das “*Surgical Techniques*” um conjunto de empresas ligadas à endoscopia. Das 52 empresas encontradas na revista, algumas comercializam sistemas endoscópicos/vídeo endoscópios (e.g. aparelho de aquisição e gravação de vídeo, processador

de vídeo). No “Apêndice B - Sistemas endoscópicos – Características” é possível visualizar uma comparação entre os diferentes sistemas existentes no mercado.

A observação detalhada da mucosa é um componente essencial da endoscopia diagnóstica e terapêutica. O processador HDTV (do inglês, *High-definition television*) de alta qualidade (produzido pela *Olympus Medical Systems, Tóquio, Japão*) foi criado com a finalidade de observar a mucosa com um nível de detalhe superior. Neste sistema são implementados *scopes* com um número substancial de pixels e uma técnica de processamento de sinal HDTV, para produzir imagens de alta definição. Ao utilizar este processador em conjunto com um monitor compatível com HDTV é possível que a quantidade e qualidade da informação obtida aumente ainda mais [31].

2.1.3.2.2 CONFIGURAÇÃO BÁSICA

Em 1983, *Welch Allyn* desenvolveu o primeiro endoscópio eletrônico equipado com uma mini câmara instalada na extremidade distal. Este tipo de endoscópios, denominados por vídeo endoscópios, vieram substituir o fibroscópio [39].

Mecanicamente, os vídeo endoscópios são semelhantes aos fibroscópios, diferindo no modo como a imagem é capturada e transmitida. A captura da imagem é feita através de um chip que é colocado na ponta do endoscópio, denominado por Dispositivo de Carga Acoplada (do inglês, *Charge Coupled Devide – CCD*), sendo posteriormente transmitida eletronicamente e exibida em tempo real num monitor [38]. Uma vez que esta arquitetura processa e transmite o sinal elétrico que é capturado através do dispositivo CCD, é importante, para a obtenção de imagens com uma melhor qualidade, o melhoramento dos CCDs, o modo de processamento da imagem e a forma como é exibida no ecrã. Assim, existem fatores determinantes como a resolução e a reprodução de cores, e outros que podem interferir com a qualidade da imagem, e.g. contraste, ruído elétrico, distribuição da luz [31].

2.1.3.2.3 SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE SINAL

Nos *chips* CCD, cada pixel pode responder apenas a tons claros e escuros. O reconhecimento da cor é realizado através de dois métodos. Os designados sistemas CCD “a cores” (do inglês, *color CCDs*), também denominados por sistemas não sequenciais (presente na *Evis Exera II 180, Olympus Medical Systems, Tóquio, Japão*), têm os seus pixels rearranjados segundo uma série de faixas de filtros de cor (Figura 2.5).

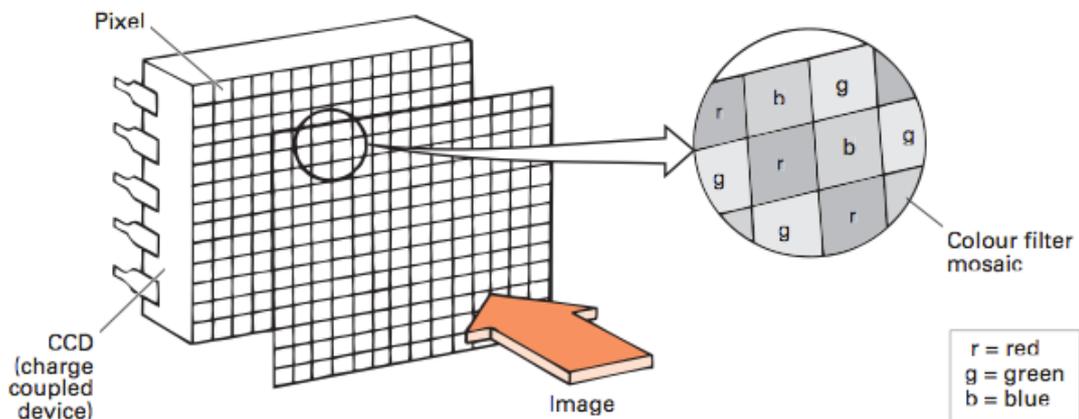


Figura 2.5 – Filtros estáticos para as cores vermelha, verde e azul (retirado de [38]).

Em contraste, os designados sistemas RGB sequencial de 2 bandas endoscópicas (presente na *Evis Lucera 260 Spectrum*, *Olympus Medical Systems, Tóquio, Japão*) utilizam um CCD monocromático “*black and white CCDs*”, também denominado por CCDs de sistema sequencial. Este tipo de CCD utiliza um filtros rotativo de cores para iluminar todos os pixéis (Figura 2.6) [38].

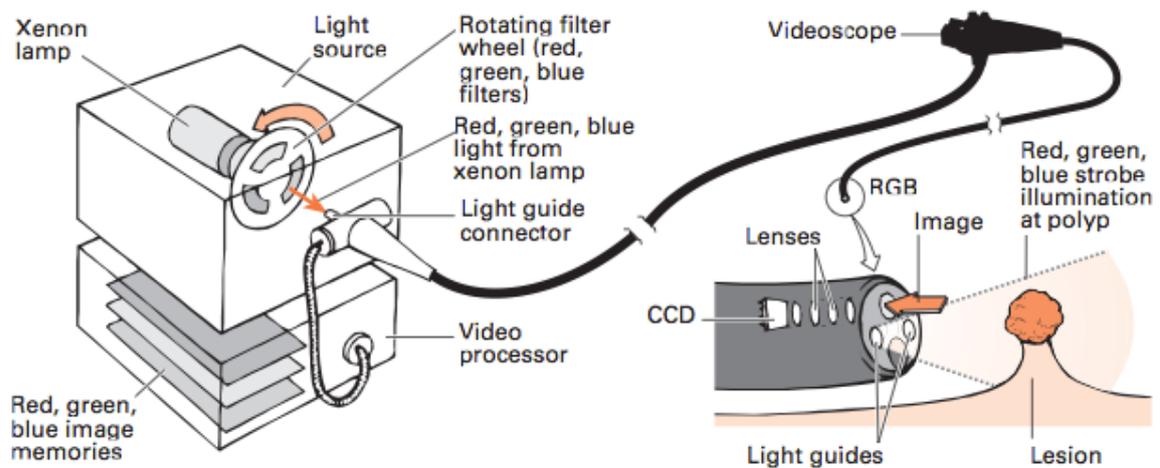


Figura 2.6 – Sistema RGB sequencial (retirado de [38]).

2.1.3.2.3.1 SISTEMA RGB DE IMAGENS SEQUENCIAIS

Um CCD monocromático é colocado na extremidade distal do endoscópio. Tendo em conta o seu campo de visão, a objetiva existente na ponta do endoscópio foca uma imagem de reduzidas dimensões sobre a superfície fotossensível do CCD [41] [42] [43] [44].

A lâmpada xénon de alta intensidade, existente dentro da fonte de luz, emite luz branca contínua. Um filtro rotativo com três segmentos de cor RGB (*Red, Green, Blue*) é colocado logo após a lâmpada. Devido à grande velocidade de rotação, as três cores primárias parecem unificar-se, de modo que a luz parece ser

branca quando observada a olho nú. O objetivo deste sistema é produzir três imagens monocromáticas individuais, sendo cada uma delas obtida no momento em que o campo de visão da objetiva é sequencialmente iluminado por cada uma das cores vermelha, verde e azul.

Durante a fração de segundo em que o filtro vermelho está posicionado em frente à luz, o tecido é iluminado apenas por luz vermelha. O sensor CCD captura a imagem monocromática desse tecido, tal como ele é sob essa mesma luz. As áreas teciduais avermelhadas refletem a luz vermelha e ficam com um aspeto brilhante, enquanto áreas com pouco vermelho não refletem a luz vermelha e aparecem escuras. Após isto, o filtro roda para a área opaca e a imagem captada pelo CCD é lida e armazenada no processador de vídeo. Todo este processo é repetido para as imagens captadas sob a luz verde e azul [41] [43].

Esta sequência de captura de imagens para cada uma das três cores é repetida cerca de vinte a trinta vezes por segundo (20 a 30 vezes/seg). Caso se pretenda, esta velocidade de captura pode ser adaptada. A Figura 2.7 ilustra todo o processo acima descrito.

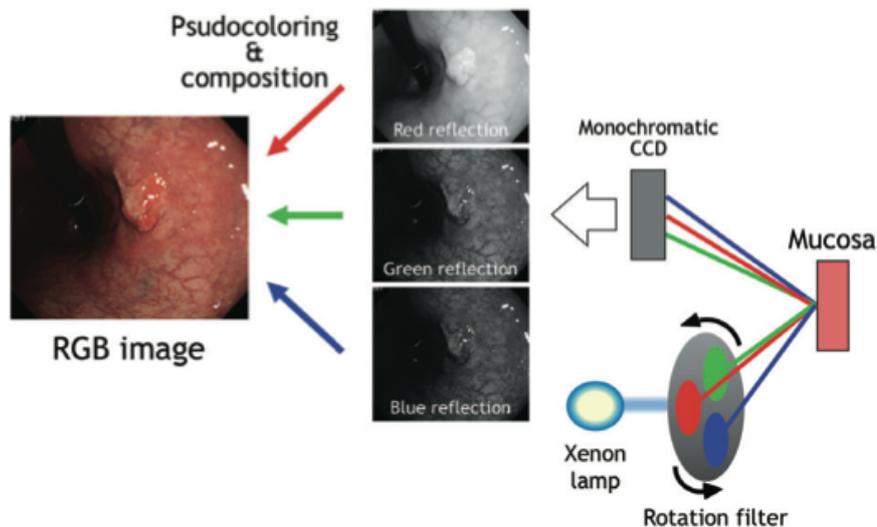


Figura 2.7 – Diagrama esquemático do sistema sequencial RGB (retirado de [41]).

Este método apresenta as seguintes vantagens:

- Maior resolução (fortemente dependente do número de pixels da imagem);
- Imagens muito precisas em termos de cor, uma vez que as componentes coloridas estão isoladas e são capturadas e processadas individualmente;

- Seleção da melhor imagem de entre as imagens gravadas, durante 1seg, antes ou depois de premir o botão de captura de imagem. Esta função é extremamente útil para capturar uma imagem ampliada, mas não se encontra disponível no sistema não-sequencial;
- Cada pixel é iluminado sequencialmente pelas diferentes cores, deste modo, cada pixel pode fornecer informação acerca das componentes coloridas. Isto representa uma vantagem para dispositivos de imagem de dimensões reduzidas, como o endoscópio, uma vez que o espaço disponível dentro da extremidade distal do endoscópio restringe o tamanho do CCD e do número de pixéis que ele pode conter.

2.1.3.2.3.2 SISTEMA DE IMAGENS NÃO SEQUENCIAL

Este método baseia-se essencialmente num sensor de imagens a preto e branco com um filtro multicolorido ligado à superfície do CCD. Este filtro permite que o CCD resolva as componentes coloridas da imagem, de forma direta e em simultâneo. Ou seja, as três cores (vermelho, verde e azul) são obtidas em simultâneo pelo CCD, sem qualquer alteração do padrão dessas mesmas cores [44].

Existem diversas maneiras de construir um CCD colorido, mas o método mais simples consiste em cobrir o sensor com um filtro “listrado”, isto é, as colunas dos pixéis no CCD são alternadamente cobertas com tiras de material filtrante RGB.

Quando uma imagem é captada pelo sensor, os pixéis que se encontram cobertos com a tira filtrante vermelha capturam a componente vermelha da imagem, diretamente. Da mesma maneira, os pixéis tapados com as tiras filtrantes verdes e azuis permitem a reconstrução das componentes verde e azul, respetivamente. Assim, os pixéis são seletivamente atribuídos a determinados intervalos de comprimento de onda, de maneira a que o CCD capte o alcance total da luz branca e a transfira numa única etapa para o processador, permitindo a reconstrução da cor natural no monitor de vídeo, tal como ilustrado na Figura 2.8.

O sistema de imagens não sequenciais apresenta as seguintes vantagens [45]:

- Reprodução suave e natural do movimento;
- Modo de disparo mais rápido que impede a desfocagem da imagem;
- Compatibilidade com a fonte de luz convencional;
- Aumento da transiluminação.

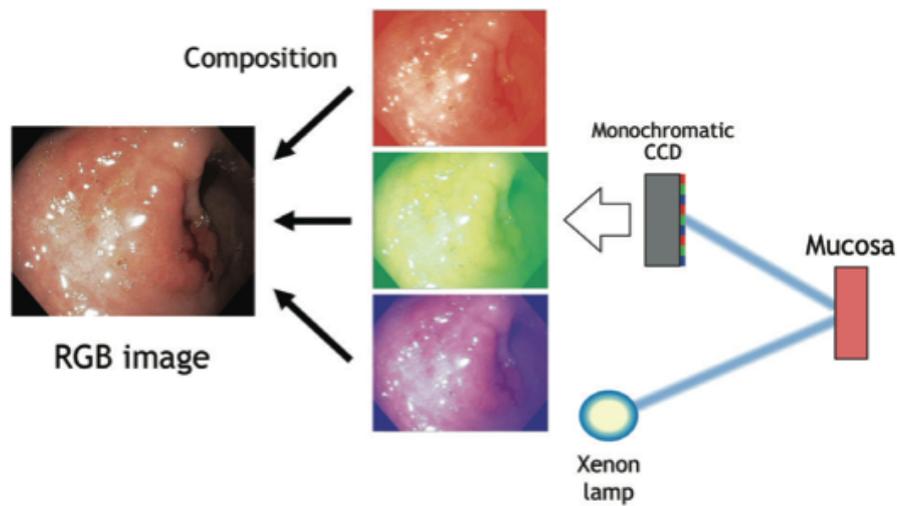


Figura 2.8 – Diagrama esquemático do sistema não-sequencial RGB (retirado de [41]).

2.1.3.2.4 CONSTITUINTES

Genericamente, um aparelho de vídeo endoscopia (Figura 2.9) é constituído por [34]:

- Endoscópio;
- Corpo do sistema (constituído por: processador de vídeo; fonte de luz, água e ar; monitores para visualização do vídeo);
- Equipamentos periféricos (e.g. impressora).

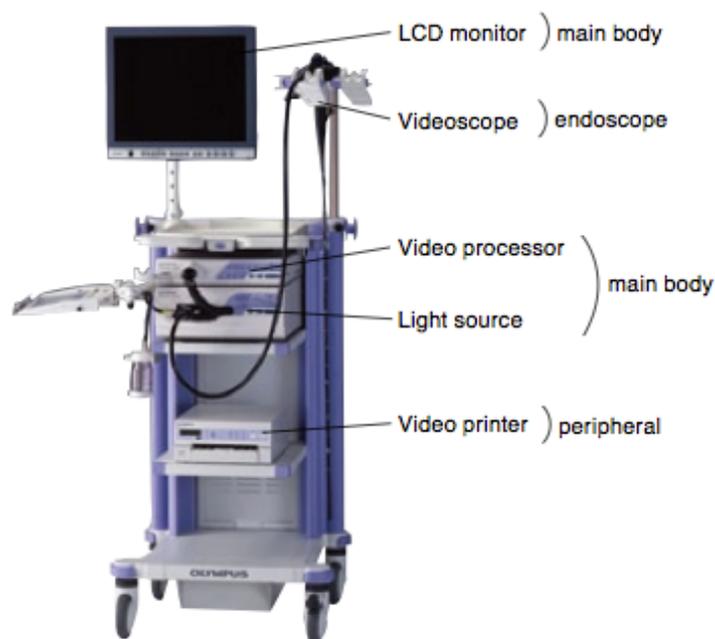


Figura 2.9 – Sistema de vídeo endoscopia da *Olympus*, modelo *Evis Lucera* (retirado de [34]).

Para maior detalhe relativamente aos constituintes de um sistema de vídeo endoscopia, consultar o “Apêndice C - Constituintes de um sistema de vídeo endoscopia”. Neste apêndice são abordados tópicos relativos às secções que compõem um endoscópio, acessórios, orientação da lente distal e rigidez de um endoscópio, bem como alguns dos constituintes do corpo do sistema de vídeo endoscopia.

2.1.4 TIPOS DE ENDOSCOPIA

O termo “*Endoscopia*” é considerado um termo geral que abrange diversas áreas, como já referido anteriormente. Várias especialidades médicas e cirúrgicas recorrem à endoscopia para estudar os órgãos do seu foro. Os cirurgiões usam a *laparoscopia* para efetuarem cirurgias abdominais. Os ginecologistas desenvolveram a *colposcopia* e a *histeroscopia*, enquanto que os pneumologistas, utilizam a *broncoscopia*. Na Figura 2.10 é possível visualizar as áreas do corpo humano que podem ser observadas e analisadas com recurso à endoscopia.

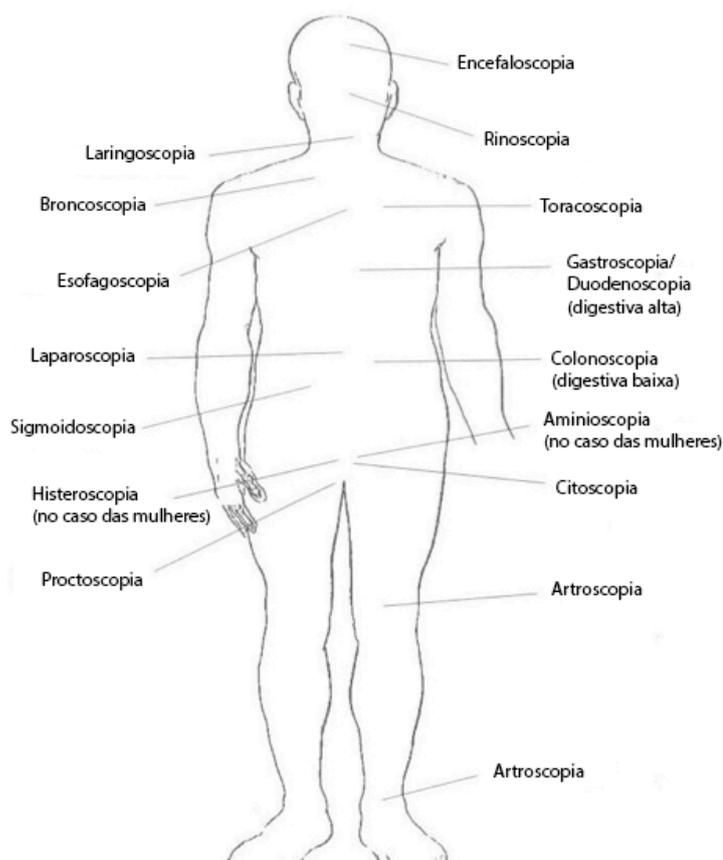


Figura 2.10 – Corpo Humano e técnicas endoscópicas por zona anatómica (adaptado de [46]).

No “Apêndice D - Utilizações da endoscopia: área *versus* designação de endoscopia” encontra-se de forma estruturada a informação relativa à Figura 2.10.

A endoscopia digestiva abarca a esofagogastroduodenoscopia (estudo do tubo digestivo alto), a *colonoscopia* (estudo do cólon ou intestino grosso), a Colangiopancreatografia Retrógrada Endoscópica (CPRE) (estudo do pâncreas e vias biliares) e a enteroscopia (estudo do intestino delgado).

A Endoscopia Virtual (do inglês, *Virtual Endoscopy* - VE) é um novo método de diagnóstico que utiliza o processamento computacional sobre um conjunto de imagens (resultantes de modalidades como TC ou RM) para disponibilizar visualizações virtuais 3D de órgãos do paciente que sejam semelhantes ou equivalentes às visualizações produzidas pelos procedimentos normais de endoscopia [47]. Na Figura 2.11 é possível diferenciar uma imagem retirada através da Endoscopia Convencional (A) e em (B) uma imagem construída através da Endoscopia Virtual.

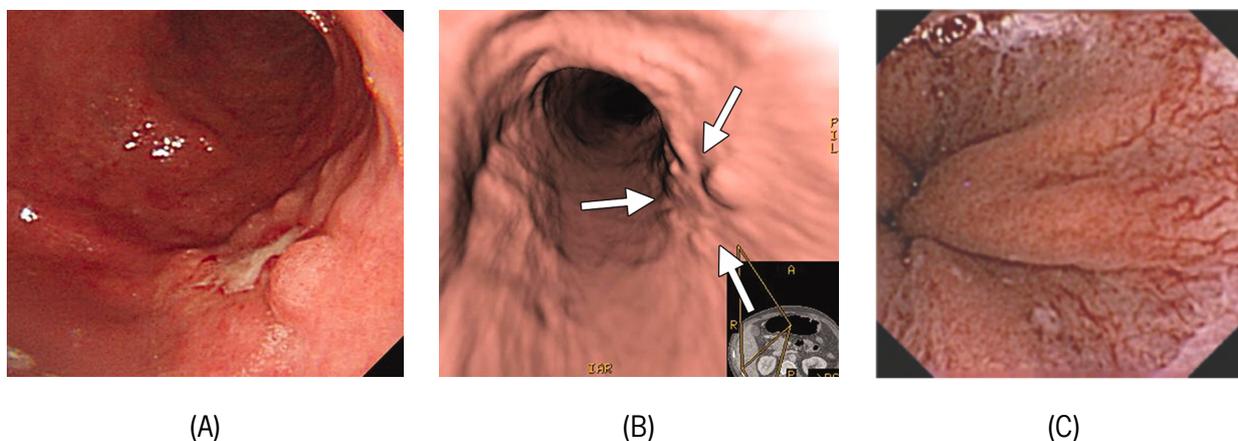


Figura 2.11 – Lesão na parte inferior do Estômago: (A) Endoscopia Convencional e (B) Endoscopia Virtual (retirado de [48]). (C) Cápsula endoscópica da *Olympus* – imagem do Esôfago (retirado de [31]).

Nos últimos anos desenvolveu-se ainda a designada Cápsula Endoscópica (CE) (do inglês, *capsule endoscope*), que permite a visualização de determinados segmentos do tubo digestivo. É um método simples, seguro e não invasivo. Normalmente é bem aceite e tolerado pelos pacientes e permite a exploração completa do intestino delgado. A progressiva utilização da CE a partir do ano de 2000, veio alterar o diagnóstico e o acompanhamento de várias doenças do intestino delgado [49]. A Figura 2.11 (C) é um exemplo de uma imagem capturada com recurso à cápsula endoscópica.

2.2 GASTROENTEROLOGIA

2.2.1 DEFINIÇÃO

A Gastroenterologia (do grego *gastr-* “estômago” + *énteron* “intestinos” + *lógos* “tratado”) é o ramo da medicina que se ocupa do estudo, diagnóstico e tratamento de doenças do sistema digestivo [21] [35].

Esta especialidade engloba o diagnóstico e terapêutica de todo o tipo de doenças e distúrbios que podem ocorrer ao longo do trato gastrointestinal (Figura 2.12). O trato gastrointestinal é um tubo oco que se estende da cavidade oral até ao ânus e que inclui estruturas como o esófago, estômago, intestino delgado, cólon e reto. O comprimento do tubo digestivo é de cerca de 8 metros. Os órgãos digestivos acessórios são a língua, as glândulas salivares, o fígado, a vesícula biliar e o pâncreas.

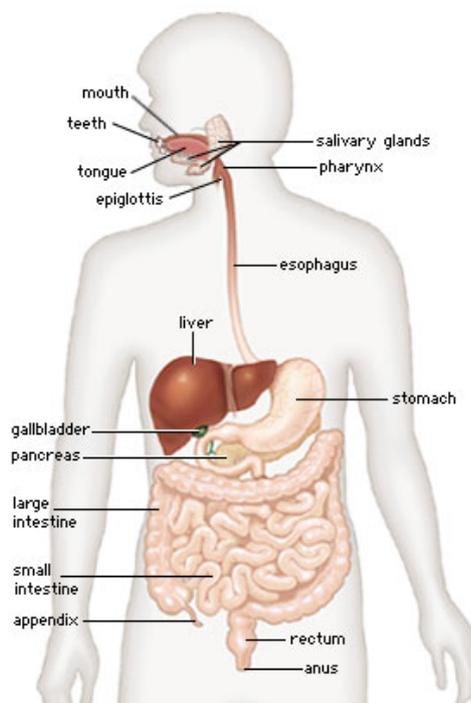


Figura 2.12 – Ilustração do sistema digestivo humano visto frontalmente (retirado de [37]).

Esta área abrange o diagnóstico e a terapêutica de várias patologias do sistema digestivo, desde as patologias mais simples e frequentes às mais complexas (e.g. que envolvem transplante de órgãos). Tem-se dado maior importância à prevenção das doenças do foro digestivo, nomeadamente à área do cancro, apesar disso tem-se notado nos últimos anos uma enorme expansão no âmbito da terapêutica digestiva. A Gastreenterologia tem, portanto, uma importante vertente clínica e uma componente técnica instrumental (através da endoscopia) [21].

2.2.2 BREVE HISTÓRIA EM PORTUGAL

Nos anos cinquenta do século XX a Gastreenterologia passou a ser considerada uma área específica da Medicina, devido à ocorrência de eventos científicos ligados à especialidade e com a criação das primeiras sociedades de Gastreenterologia. A especialidade como carreira hospitalar foi criada nos anos setenta.

A acentuada evolução das técnicas endoscópicas, no âmbito do diagnóstico e terapêutica, influenciou a orgânica dos Serviços com a criação de unidades de endoscopia e consequente diferenciação técnica. Nos dias de hoje, a maioria dos hospitais portugueses possuem serviços de gastroenterologia (esta informação pode ser consultada na documentação publicada pela ACSS em 2008, intitulada “*Rede de Referência Hospitalar de Gastroenterologia*” [21]).

2.2.3 ÁREAS DE DIFERENCIAÇÃO

Nas últimas décadas, os avanços científicos e tecnológicos nesta área da medicina têm sido notáveis, especialmente no que se refere à endoscopia digestiva. Com efeito, o desenvolvimento de novos materiais e equipamentos levou a que a endoscopia digestiva deixasse de ser apenas uma técnica de diagnóstico, passando a ser também uma técnica terapêutica. Os progressos tecnológicos na área da Gastroenterologia tornaram-na numa especialidade com um cariz técnico substancial, que se baseia na realização de uma diversidade de exames para diagnosticar e tratar doenças do sistema digestivo.

A Hepatologia e a Proctologia são exemplos de outras áreas de diferenciação da especialidade de Gastroenterologia.

2.2.4 ENDOSCOPIA GASTROENTEROLÓGICA

Segundo a nova tabela de MCDTs Convencionais [50], publicada pela ACSS em agosto de 2012, a Endoscopia Gastroenterológica é uma das 14 áreas em que são realizados MCDTs. O objetivo da criação destas tabelas por parte da ACSS é criar uma harmonização entre nomenclaturas de outras listagens de atos existentes (e.g. Tabela da Ordem dos Médicos, Tabela de Convencionados). Na Tabela 2.1 encontram-se todos os exames que se podem realizar na área da Endoscopia Gastroenterológica. Os códigos da Tabela 2.1 são adicionados ao procedimento endoscópico.

Segundo a documentação publicada pela ACSS em 2008, intitulada de “*Rede de Referência Hospitalar de Gastroenterologia*” [21], as percentagens dos diferentes exames de Gastroenterologia realizados em regime de convenção e/ou de reembolso em 2005 são as que se encontram no Gráfico 2.1. De todos os exames complementares realizados na área da Gastroenterologia, a Endoscopia Alta é o exame que os médicos mais prescrevem (57,52%). Este facto pode estar relacionado com os bons resultados obtidos e ao seu custo acessível.

Tabela 2.1 – Serviços de Gastrenterologia – Nomenclatura comum SNS/Convencionados (adaptado da área F – Endoscopia Gastroenterológica de [50]).

CÓDIGOS		SERVIÇOS DE GASTRENTEROLOGIA
SNS	Conv.	
TÉCNICAS ENDOSCÓPICAS COMPLEMENTARES		
52175	030.2	Biópsias transendoscópicas (acresce ao valor da endoscopia)
TÉCNICAS TERAPÊUTICAS ENDOSCÓPICAS COMPLEMENTARES		
50410	026.4	Colocação de prótese endoscópica (acresce custo da prótese)
52190	019.1	Dilatação com visualização direta
52200	020.5	Esclerose de varizes
52205	021.3	Extração de corpo estranho (por via endoscópica)
52220	028.0	Polipectomia, por sessão (a adicionar ao exame endoscópico)
TÉCNICAS DE ENDOSCOPIA BILIO-PANCREÁTICA		
51680	022.1	Colangiopancreatografia retrógrada endoscópica (CPRE)
51810	023.0	Esfínterectomia ou papilotomia transendoscópica (adicional a CPRE)
51820	025.6	Extração de cálculos ou outros corpos estranhos (via biliar) (adicional a CPRE)
TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO NÃO ENDOSCÓPICAS		
52180	029.9	Colheita de amostras por escova ou lavagem para citologia ou estudo da flora
TÉCNICAS TERAPÊUTICAS NÃO ENDOSCÓPICAS		
52225	053.1	Intubação gástrica ou colocação de sonda no tubo digestivo
TÉCNICAS ENDOSCÓPICAS DIAGNÓSTICAS		
52125	002.7	Endoscopia alta
52285	003.5	Enteroscopia além da 2ª porção duodenal
51280	009.4	Anuscopia
52100	004.3	Coledocoscopia "per oral"
50940	005.1	Colonoscopia total
50910	006.0	Colonoscopia esquerda
52270	007.8	Retosigmoidoscopia flexível
52130	008.6	Retoscopia rígida

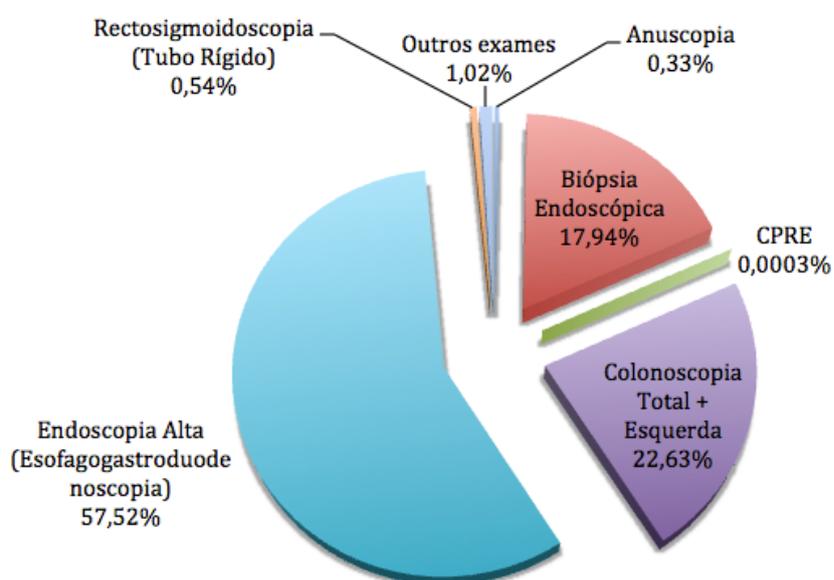


Gráfico 2.1 – Percentagem dos diferentes exames de gastroenterologia realizados em Portugal no ano de 2005, (fonte de dados [21]).

CAPÍTULO 3

TERMINOLOGIA, ENDOSCOPIA

DIGESTIVA ALTA E IMAGEM

ENDOSCÓPICA

3.1 TERMINOLOGIA

3.1.1 INTRODUÇÃO

O termo “Endoscopia” já em si é considerado um termo geral, havendo outras palavras mais específicas para designar técnicas derivadas deste termo. Por exemplo, a designação médica atribuída à endoscopia digestiva alta é esofagogastroduodenoscopia.

Existem vários tipos de terminologias/normas para descrever a mesma realidade, e.g. a nível de codificação de diagnósticos pode-se utilizar o *International Classification of Diseases* (ICD) ou o *Systematized Nomenclature of Human and Veterinary Medicine* (SNOMED) [51].

As principais vantagens da utilização de terminologias são a informatização eficiente dos Sistemas de Informação (SI), a diminuição do volume de armazenamento, a partilha de dados entre profissionais de saúde e entre SIs, a emissão automática de relatórios e a pesquisa de informação.

No “Apêndice E - Terminologias” encontram-se transcritos alguns exemplos de terminologias relacionadas com a Endoscopia e Doenças do Sistema Digestivo. Apesar de haver um número considerável de sistemas de informação para o registo de endoscopia, cada um optou pela terminologia/normas mais convenientes.

De modo a tornar o sistema do presente trabalho o mais normalizado possível escolheu-se a *Minimal Standard Terminology* (MST). Esta escolha deve-se, em certa parte, por se tratar de uma terminologia direcionada para a Endoscopia Digestiva (foca-se nas técnicas básicas da endoscopia digestiva: endoscopia alta, endoscopia baixa, CPRE, esteroscopia, ultrassonografia endoscópica (do inglês, *Endoscopic UltraSound* - EUS)), por ser completa e detalhada (os termos descritos variam em função do órgão que esta a ser examinado e consoante a técnica endoscópica), e de fácil interpretação devido ao modo como se encontra organizada (organizada pelo tipo de exame e dentro de cada exame os termos agrupam-se em vários subgrupos consoante os órgãos examinados).

3.1.2 MST – TERMINOLOGIA ADOTADA

As constatações retiradas de um exame endoscópico são transmitidas por palavras, embora os resultados em si sejam imagens. Assim, o acoplamento entre o que se vê e como é descrito torna-se crucial e a normalização da linguagem endoscópica é uma parte integrante desse conceito [52] [53] [54].

No “Apêndice F - Terminologia Estandarizada Mínima (MST)” é possível consultar a informação detalhada referente a esta terminologia.

3.1.2.1 OBJETIVO DA TERMINOLOGIA

O principal objetivo do MST é criar uma “Lista Mínima” dos termos que devem ser incluídos em qualquer sistema informático de registo dos resultados de um exame de endoscopia digestiva. Ao contrário da terminologia proposta pelo grupo *American Society for Gastrointestinal Endoscopy* (ASGE), a terminologia MST não é considerada uma terminologia exaustiva para o registo informático dos achados de endoscopia. Os termos selecionados têm uma grande aceitabilidade e permitem o registo dos achados da maioria dos exames, evitando pormenores excessivos.

Os achados endoscópicos raros devem ser registados em campos de texto livre. Cada termo foi selecionado com base na probabilidade da sua frequência, pelo menos, uma vez em cada 100 exames sucessivos. Os únicos termos incluídos que não se ajustam a este critério, são certos termos que podem ser encontrados com relativa frequência em certas áreas do mundo (e.g. parasitas).

Além da Terminologia Mínima, o Comité estudou também as indicações para os exames endoscópicos. Outro dos objetivos foi apoiar a normalização do armazenamento de imagem endoscópicas e permitir a sua partilha entre sistemas informáticos individuais, assim como integrá-la na estrutura dos relatórios [55].

3.1.2.2 ESTANDARDIZAÇÃO DA ANATOMIA ENDOSCÓPICA

As regiões anatómicas estão divididas em setores separados de acordo com o tipo do exame endoscópico executado. Esta divisão é uma mais valia para a posterior análise dos dados.

3.1.2.2.1 REGIÕES ANATÓMICAS DO TUBO DIGESTIVO SUPERIOR

A Tabela 3.1 define os termos que devem ser usados para localizar as lesões no tubo digestivo superior, através de uma Endoscopia Digestiva Alta.

Tabela 3.1 – Regiões anatómicas do Tubo Digestivo Superior (adaptado de [52] e de [55]).

	ESÓFAGO (<i>ESOPHAGUS</i>)	ESTÔMAGO (<i>STOMACH</i>)	DUODENO (<i>DUODENUM</i>)
REGIÃO (SITE)	Todo o Esófago (<i>Whole esophagus</i>)	Todo o Estômago (<i>Whole stomach</i>)	Todo o Duodeno (<i>Whole duodenum</i>)
	Crico-Faríngeo (<i>Cricopharynx</i>)	Cárdia (<i>Cardia</i>)	Bulbo (<i>Duodenal bulb</i>)
	Terço superior (<i>Upper third</i>)	Fundo (<i>Fundus</i>)	2ª porção duodeno (<i>D2 - 2nd part of duodenum</i>)
	Terço Médio (<i>Middle third</i>)	Corpo (<i>Body</i>)	Papila Maior (<i>Major papilla</i>)

Terço Inferior (<i>Lower third</i>)	<i>Incisura Angularis (Incisura/angulus)</i>	Papila Menor (<i>Minor papilla</i>)
Linha Z (<i>z-line</i>)	Antro (<i>Antrum</i>)	Anastomose (<i>Anastomosis</i>)
Cárdia (<i>Cardia</i>)	Região Pré-Pilórica (<i>Prepyloric region</i>)	
Anastomose (<i>Anastomosis</i>)	Piloro (<i>Pylorus</i>)	
	Anastomose (<i>Anastomosis</i>)	
	Hérnia do Hiato (<i>Hiatal hernia</i>)	

3.1.2.3 ESTANDARIZAÇÃO DA TERMINOLOGIA ENDOSCÓPICA

A terminologia foi organizada pelo tipo de exame (Endoscopia Digestiva Alta, Colonoscopia e CPRE), com uma lista adicional complementar para as técnicas terapêuticas.

3.1.2.3.1 TERMINOLOGIA PARA O ESÓFAGO-GASTRO-DUODENOSCOPIA

A terminologia na Tab. F.3 (Apêndice F - Terminologia Estandarizada Mínima (MST)) será usada para descrever as observações (termos mais relevantes dentro de cada categoria para cada um dos órgãos) feitas durante a Endoscopia Digestiva Alta. Na Tabela 3.2 é mostrado um pequeno exemplo para a categoria Lúmen.

Tabela 3.2 – Exemplo para a categoria “Lúmen” da terminologia mais relevante para cada órgão (adaptado de [52] e de [55]).

LÚMEN (<i>LUMEN</i>)	TERMOS (<i>TERM</i>)	ESÓFAGO	ESTÔMAGO	DUODENO
		(<i>ESOPH</i>)	(<i>STOMACH</i>)	(<i>DUOD</i>)
	Dilatação (<i>Dilation</i>)	X	X	X
	Estenose (<i>Stenosis</i>)	X	X	X
	Compressão Extrínseca (<i>Extrinsic compression</i>)	X	X	X
	Divertículo (<i>Diverticulum</i>)	X	X	X
	Cirurgia prévia (<i>Previous surgery</i>)	X	X	X
	Deformidade (<i>Deformity</i>)		X	X
	Anel (<i>Ring/web</i>)	X		
	Hérnia do Hiato (<i>Hiatal hernia</i>)	X	X	
	Linha-Z (<i>Z-line</i>)	X		

3.1.2.3.2 INDICAÇÕES PARA A ENDOSCOPIA

Uma indicação é usada para definir a razão para a realização de uma endoscopia e obedece a critérios normalizados geralmente aceites na prática clínica. Pode haver razões para uma endoscopia que não sejam uma indicação. Por exemplo, um doente pode querer fazer uma colonoscopia anual para vigilância do cancro do cólon e do reto, embora não haja histórico anterior de pólipos ou histórico familiar de cancro do cólon. Excluir a existência de um tumor é uma razão para a realização de uma colonoscopia, embora

não seja uma verdadeira indicação [55]. A Terminologia que se encontra na Tabela 3.3, poderá ser utilizada para descrever as indicações para a realização da Endoscopia Digestiva Alta.

Tabela 3.3 – Algumas das indicações para a Endoscopia Digestiva Alta (adaptado de [52] e de [55]).

SINTOMAS (SYMPTOMS)		TERMO (TERM)	DOENÇAS (DISEASES)		TERMO (TERM)
		Dor abdominal (<i>Abdominal pain</i>)			Acalásia (<i>Achalasia</i>)
		Disfagia (<i>Dysphagia</i>)			Gastrite atrófica (<i>Atrophic gastritis</i>)
		Vômitos (<i>Vomiting</i>)			Esófago de Barrett (<i>Barretts esophagus</i>)
		Hematemeses (<i>Hematemesis</i>)			Doença celiaca (<i>Celiac disease</i>)
		Melenas (<i>Melena</i>)			Divertículo (<i>Diverticulum</i>)
		Náuseas (<i>Nausea</i>)			Estenose duodenal (<i>Duodenal stricture</i>)
		Perda de peso (<i>Weight loss</i>)			Úlcera duodenal (<i>Duodenal ulcer</i>)
		Anemia (<i>Anemia</i>)			Estenose esofágica (<i>Esophageal stricture</i>)
		Diarreia (<i>Diarrhea</i>)			Variz esofágica (<i>Esophageal varices</i>)
					Fistula (<i>Fistula</i>)
					Corpo estranho (<i>Foreign body</i>)
					Úlcera Gástrica (<i>Gastric ulcer</i>)
					Varizes gástricas (<i>Gastric varices</i>)

3.1.2.3.2.1 DIAGNÓSTICO

Para cada tipo de exame, existe uma lista de termos que indica o diagnóstico. Este diagnóstico referenciado pelos médicos examinadores, com base nos achados macroscópicos, é um diagnóstico provável. Assim, não representa necessariamente, o diagnóstico final, pois este tem em conta os resultados dos meios adicionais de diagnóstico realizados, como por exemplo, a biópsia e/ou a citologia [55].

3.1.2.3.2.2 LISTAGEM DE DIAGNÓSTICOS PARA A ENDOSCOPIA DIGESTIVA ALTA

A terminologia que se segue deve ser utilizada para descrever os diagnósticos resultantes da Endoscopia Digestiva Alta. Seguem-se alguns exemplos de diagnósticos (Tabela 3.4), consoante o órgão do trato gastrointestinal superior.

Tabela 3.4 – Exemplo de diagnósticos para o trato gastrointestinal superior (adaptado de [52] e de [55]).

	ESÓFAGO (<i>ESOPHAGUS</i>)	ESTÔMAGO (<i>STOMACH</i>)	DUODENO (<i>DUODENUM</i>)
DIAGNÓSTICOS (<i>DIAGNOSIS</i>)	Varizes (<i>Esophageal varices</i>)	Úlcera Gástrica (<i>Gastric ulcer</i>)	Úlcera Duodenal (<i>Duodenal ulcer</i>)
	Anel de Schatzki (<i>Schatzki ring</i>)	Pólipos (<i>Gastric polyp(s)</i>)	Pólipo (<i>Duodenal polyp</i>)
	Acalásia (<i>Achalasia</i>)	Divertículo (<i>Gastric diverticulum</i>)	Divertículo (<i>Duodenal diverticulum</i>)
	Esófago de Barrett (<i>Barretts esophagus</i>)	Tumor Benigno (<i>Gastric benign tumor</i>)	Tumor Benigno (<i>Duodenal benign tumor</i>)
	Esofagite de Refluxo (<i>Reflux esophagitis</i>)	Corpo Estranho (<i>Gastric foreign body</i>)	Fistula (<i>Duodenal fistula</i>)
	Pólipo (<i>Esophageal polyp</i>)		
	Hérnia do Hiato (<i>Hiatus hernia</i>)		

3.2 ENDOSCOPIA DIGESTIVA ALTA

A Endoscopia Digestiva Alta é um dos procedimentos mais utilizados pelos gastroenterologistas.

3.2.1 ANATOMIA DO TRATO DIGESTIVO SUPERIOR

A nível anatómico, esta técnica permite avaliar a região gastrointestinal superior do paciente (Figura 3.1), que inclui o esófago (do grego, *oisophágos*), o estômago (do grego, *stómachos*) e o duodeno (do latim, *duoden*) até à 2ª porção (DII) [35].

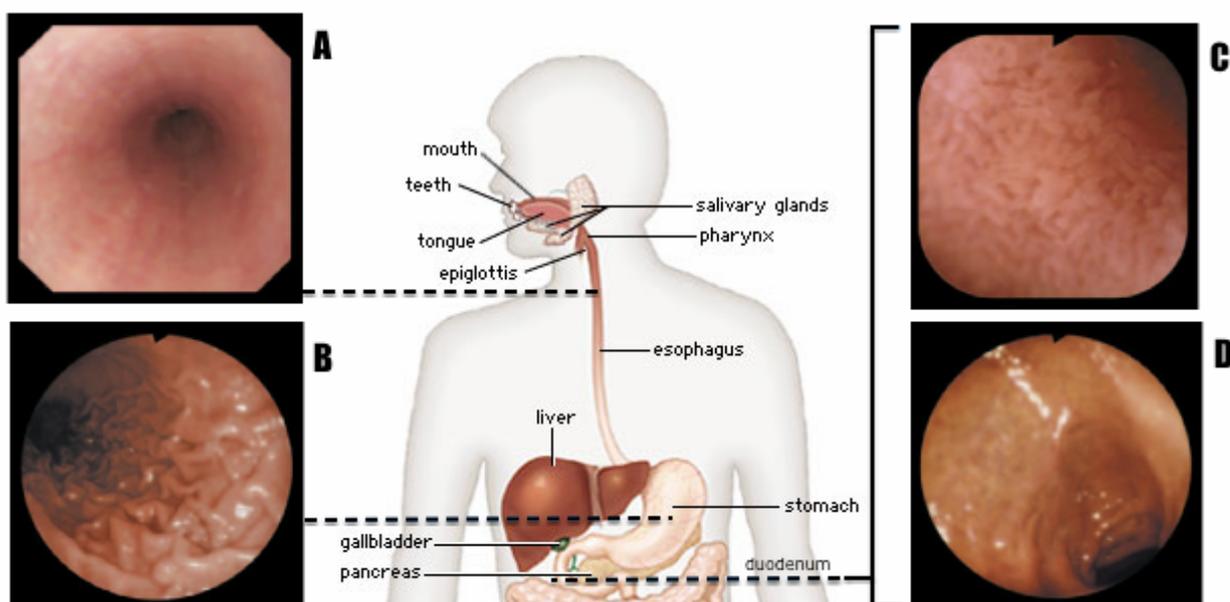


Figura 3.1 – Região gastrointestinal superior do paciente com algumas imagens de referência (A) esôfago, (B) estômago, (C) mucosa do duodeno e (D) vista da 2ª porção do duodeno (adaptado de [37] e de [56]).

3.2.1.1 ESÓFAGO

É um tubo muscular de 25 – 30 cm de comprimento e 2cm de diâmetro (num adulto), que se estende da faringe (nível de C6 e da cartilagem cricoide) até ao cárdia do estômago (nível T10). A sua principal função é conduzir os alimentos da faringe até ao estômago. Apresenta pregas longitudinais na mucosa e três estreitamentos, onde úlceras e tumores esofágicos são mais frequentes (podem ter como causa refluxo gástrico ou ingestão de substâncias abrasivas) [19] [57] [58] [59].

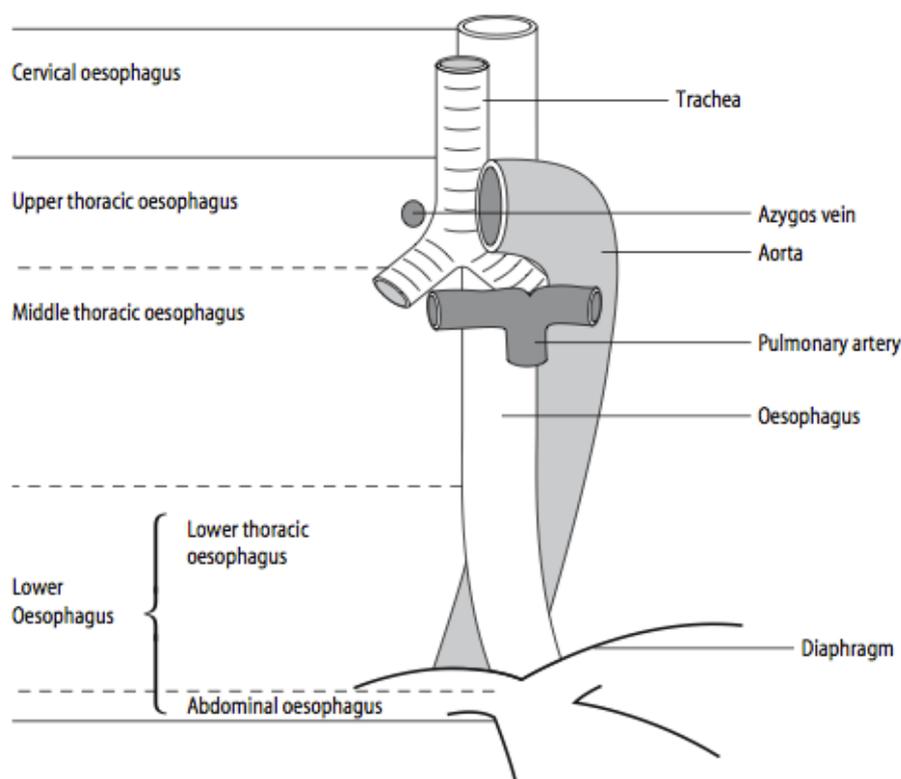


Figura 3.2 – Divisões e relações anatómicas do esôfago (retirado de [57]).

O esôfago é dividido em três partes (Figura 3.2) [57] [59]:

- Esôfago Cervical – vai desde o nível da cartilagem cricoide, ao plano de T1 e raiz do pescoço. Começa no esfíncter esofágico superior (a aproximadamente 15 cm dos dentes incisivos).
- Esôfago Torácico – estende-se do nível de T1 até ao nível de T10 (diafragma), tendo aproximadamente 19 cm de comprimento e localiza-se nos mediastinos superior e posterior. Subdivide-se em três partes:
 - ⇒ Esôfago Superior – estende-se ao longo do comprimento do mediastino superior desde a raiz do pescoço até ao nível da carina traqueal (T5).
 - ⇒ Esôfago Médio e Inferior – encontram-se no mediastino posterior subdividido pelo ponto médio entre a bifurcação da traqueia e a junção esofagogástrica.
- Esôfago Abdominal - estende-se do diafragma ao estômago e tem apenas 1,5cm. A transição entre o epitélio esofágico e o epitélio gástrico é identificado pela mudança de cor da mucosa (de cor de rosa pálido a vermelho-rosa). Esta transição é designada por linha Z pois é uma linha dentada onde a túnica mucosa muda abruptamente de epitélio pavimentoso a epitélio glandular – junção esofagogástrica (Figura 3.3).

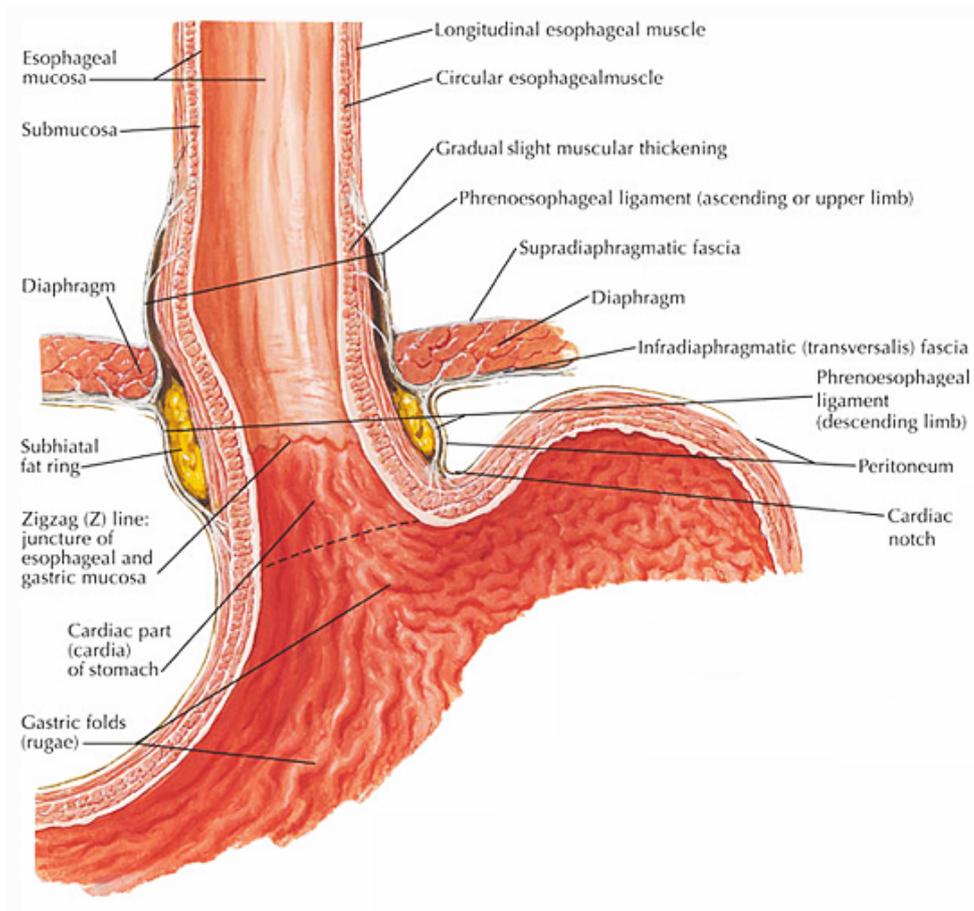


Figura 3.3 – Transição esôfago – estômago (retirado de [60]).

Quando visualizado através de fluoroscopia após deglutição de bário, o esôfago possui quatro constrições secundárias devido à impressão de estruturas adjacentes [59]:

- No seu início, aproximadamente a 15 cm dos dentes incisivos e causada pelo músculo constritor inferior da faringe, chamado clinicamente de esfíncter esofágico superior;
- No cruzamento com o arco da aorta, aos 22,5cm dos dentes incisivos;
- Onde é cruzado pelo brônquio principal esquerdo, aos 27,5cm dos dentes incisivos;
- Aproximadamente aos 40cm dos dentes incisivos devido ao contato com o diafragma (chamado clinicamente de esfíncter esofágico inferior).

Estas estruturas podem ser visualizadas na Figura 3.4.

Estes pontos são clinicamente importantes quando introduzido o endoscópio através do esôfago em direção ao estômago e quando se pretende localizar com exatidão um achado endoscópico no esôfago.

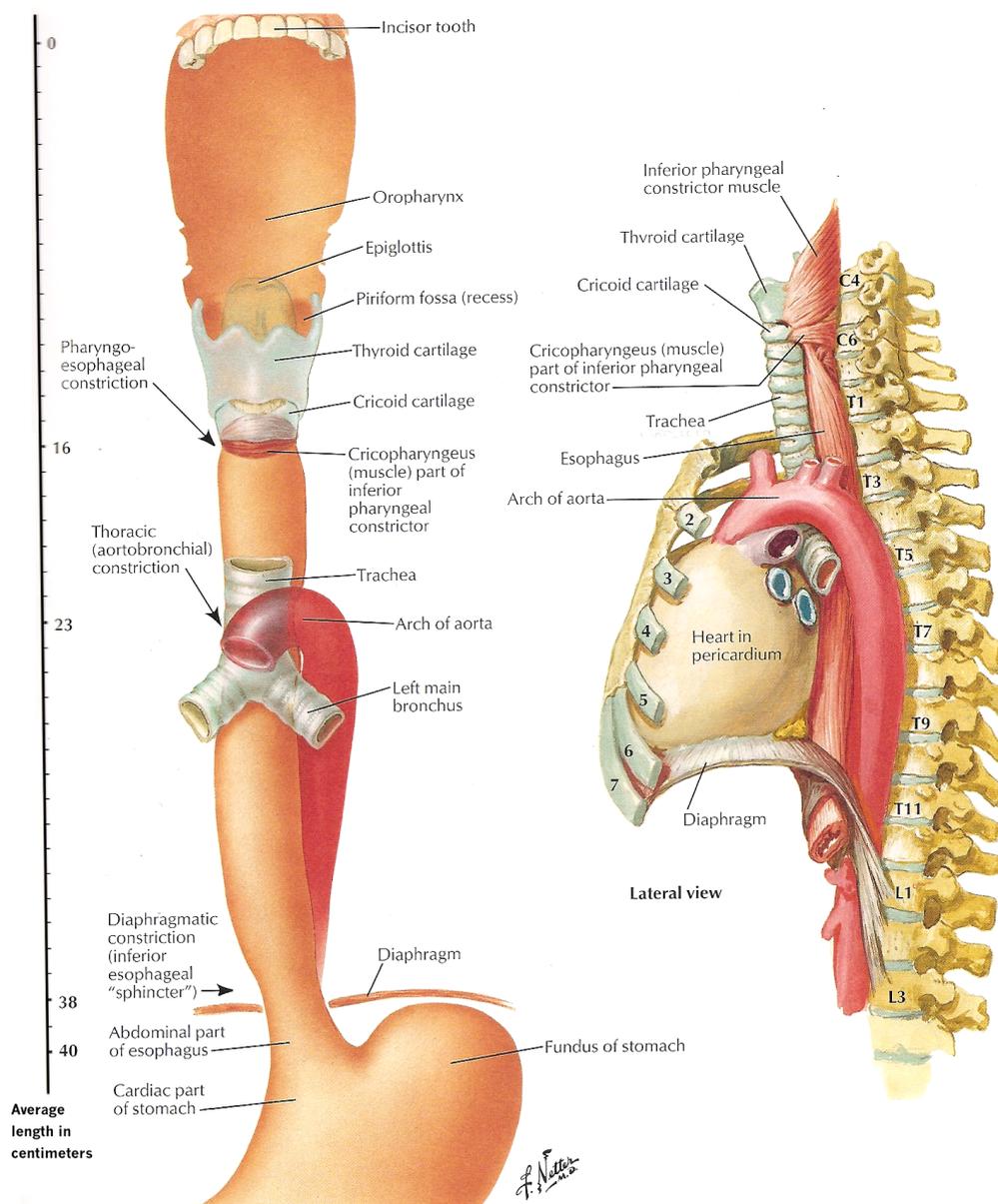


Figura 3.4 – Localização do esôfago no corpo humano e estruturas envolventes (retirado de [60]).

O esôfago possui uma camada muscular circular interna e outra longitudinal externa. No seu terço superior, a camada externa é constituída por músculo esquelético, enquanto que o terço inferior é composto por músculo liso. O terço médio é formado por ambos os tipos de músculo [29] [59].

É muito importante definir a orientação do esôfago para que seja possível descrever corretamente o local onde se encontram as lesões (em anterior, posterior, para a esquerda e direita). Na Figura 3.5 é possível visualizar a orientação do esôfago quando o paciente se encontra na posição de decúbito lateral esquerdo, posicionamento habitual para a realização de EDA, deste modo os líquidos permanecem no lado esquerdo do esôfago [59].

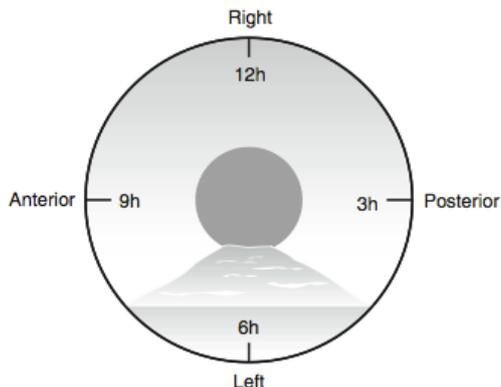


Figura 3.5 – Orientação do esôfago quando o paciente se encontra na posição de decúbito lateral esquerdo (retirado de [39]).

3.2.1.2 ESTÔMAGO

O estômago é a porção dilatada do trato digestivo entre o esôfago e o duodeno. Na maioria das pessoas a forma do estômago assemelha-se à letra “J” e com uma capacidade de 50 ml quando vazio e entre 1000 a 3000 ml quando expandido no final de uma refeição. Contudo, a forma, volume e a posição do estômago variam de pessoa para pessoa e mesmo no próprio indivíduo pode variar devido, aos movimentos do diafragma durante a respiração, dos conteúdos do estômago e da posição da pessoa (e.g., se em decúbito ou em posição ortostática) [59] [61].

O estômago estende-se desde o cárdia ao piloro (Figura 3.6) e ocupa quase todo o epigástrico, região umbilical e parte do hipocôndrio esquerdo [39].

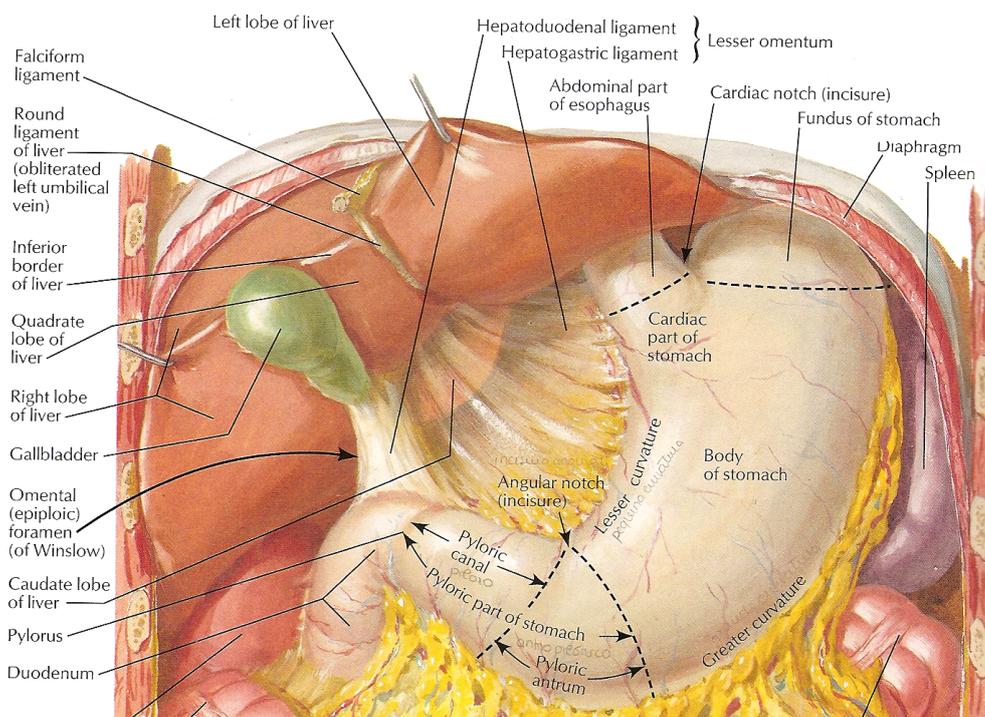


Figura 3.6 – Posição do estômago no corpo e órgãos envolventes (retirado de [60]).

Divide-se em quatro regiões (cárdia, fundo, corpo e região antro-pilórica) e possui duas curvaturas (curvatura maior e menor) (Figura 3.7 - A) [39] [58] [59]:

- Cárdia – é o nome dado à região de transição entre o esôfago e o estômago, também denominada por Esfíncter Esofágico Inferior (EEI). Vista através da endoscopia digestiva alta, aparece como uma linha de separação das mucosas esofágica e gástrica, chamada de "linha Z";
- Fundo do estômago – é a porção acima do plano horizontal que passa pelo cárdia e contacta com a cúpula esquerda do diafragma (nível do 5º espaço intercostal). É observado durante a retroflexão endoscópica;
- Corpo do estômago – constitui a maior parte do estômago e vai do plano horizontal, que passa pela cárdia, até a um plano ligeiramente oblíquo, que passa pela chanfradura angular;
- Região antro-pilórica – é a parte distal do estômago constituída pelo antro (mais larga) e pelo canal pilórico (parte mais estreita). O piloro (a região esfíntérica distal) é espessado pelo músculo esfíncter do piloro (Figura 3.7 - B);
- A curvatura maior forma a margem convexa mais longa do estômago;
- A curvatura menor forma a margem côncava menor do estômago. A incisura angular é a indentação acentuada de aproximadamente dois terços de distância ao longo da curvatura menor que indica a junção do corpo com o antro gástrico.

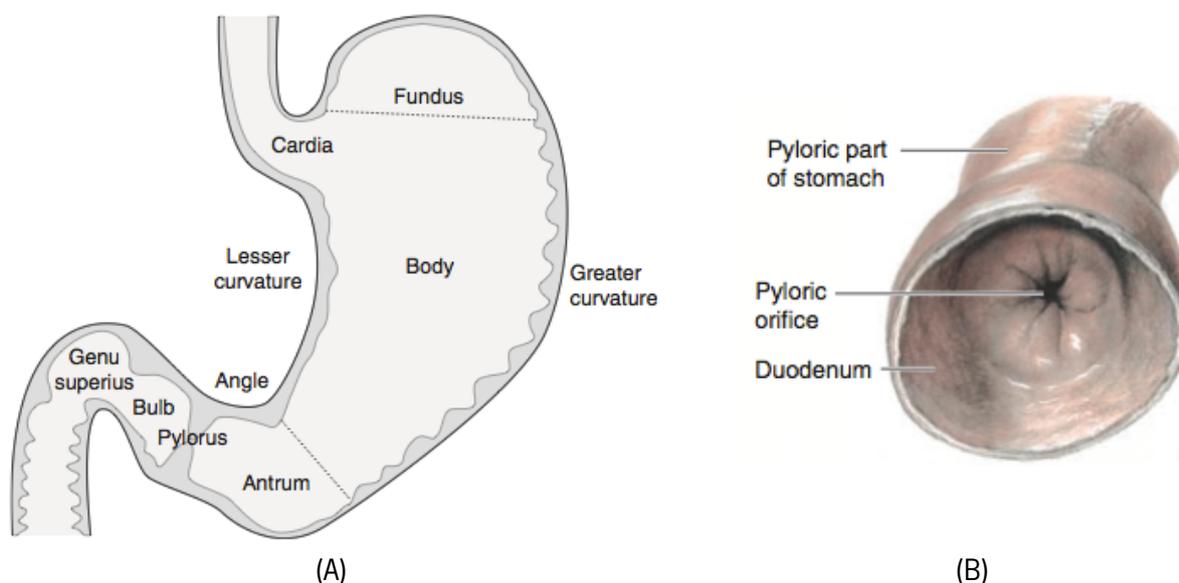


Figura 3.7 – (A) Anatomia gástrica (retirado de [39]). (B) Vista interna, do lado do duodeno (retirado de [59]).

A mucosa do estômago (Figura 3.8) é de cor castanha avermelhada, exceto na região antro-pilórica onde é rosada. Na mucosa existem pregas gástricas (ou rugas) que se acentuam durante a contração, sendo mais marcadas ao longo da curvatura maior.

Um canal gástrico (sulco) forma-se temporariamente durante a deglutição entre as pregas gástricas longitudinais da túnica mucosa, ao longo da curvatura menor [59].

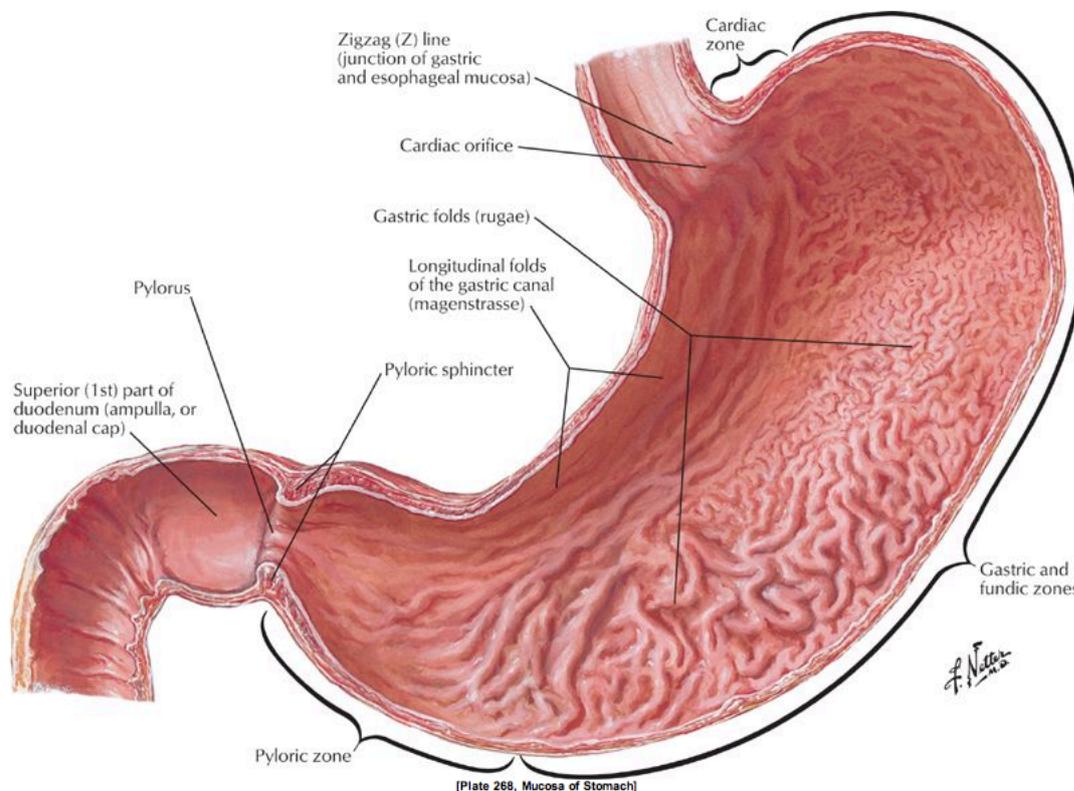


Figura 3.8 – Anatomia gástrica, visualização da mucosa interna (retirado de [60]).

É necessário definir a orientação do estômago para que seja possível descrever corretamente o local da possível lesão. Na Figura 3.9 encontra-se ilustrada a orientação do estômago quando o paciente se encontra na posição de decúbito lateral esquerdo, deste modo a curvatura menor encontra-se na parte superior, a parede posterior do estômago fica do lado direito, e a parede anterior do estômago está do lado esquerdo [39].

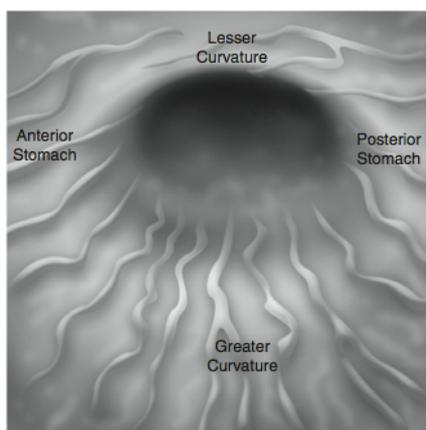


Figura 3.9 – Orientação do estômago quando o paciente se encontra na posição de decúbito lateral esquerdo (retirado de [39]).

3.2.1.3 INTESTINO DELGADO

O intestino delgado é a parte mais longa do trato gastrointestinal (tem cerca de 5 a 6 metros) e estende-se desde o canal pilórico do estômago até à junção ileocecal. Divide-se em três segmentos: Duodeno; Jejunum; e Íleo.

Num exame de endoscopia digestiva alta é possível observar até à 2º porção do duodeno.

3.2.1.3.1 DUODENO

O duodeno segue um trajeto em forma de “C” em torno da cabeça do pâncreas e estende-se desde o piloro até ao ângulo duodeno-jejunal, sendo considerado a primeira parte do intestino delgado, a menor (cerca de 20 - 25 cm) e mais larga. Divide-se em parte superior (1ª porção), descendente (2ª porção), horizontal (3ª porção) e oblíqua (4ª porção) Figura 3.10.

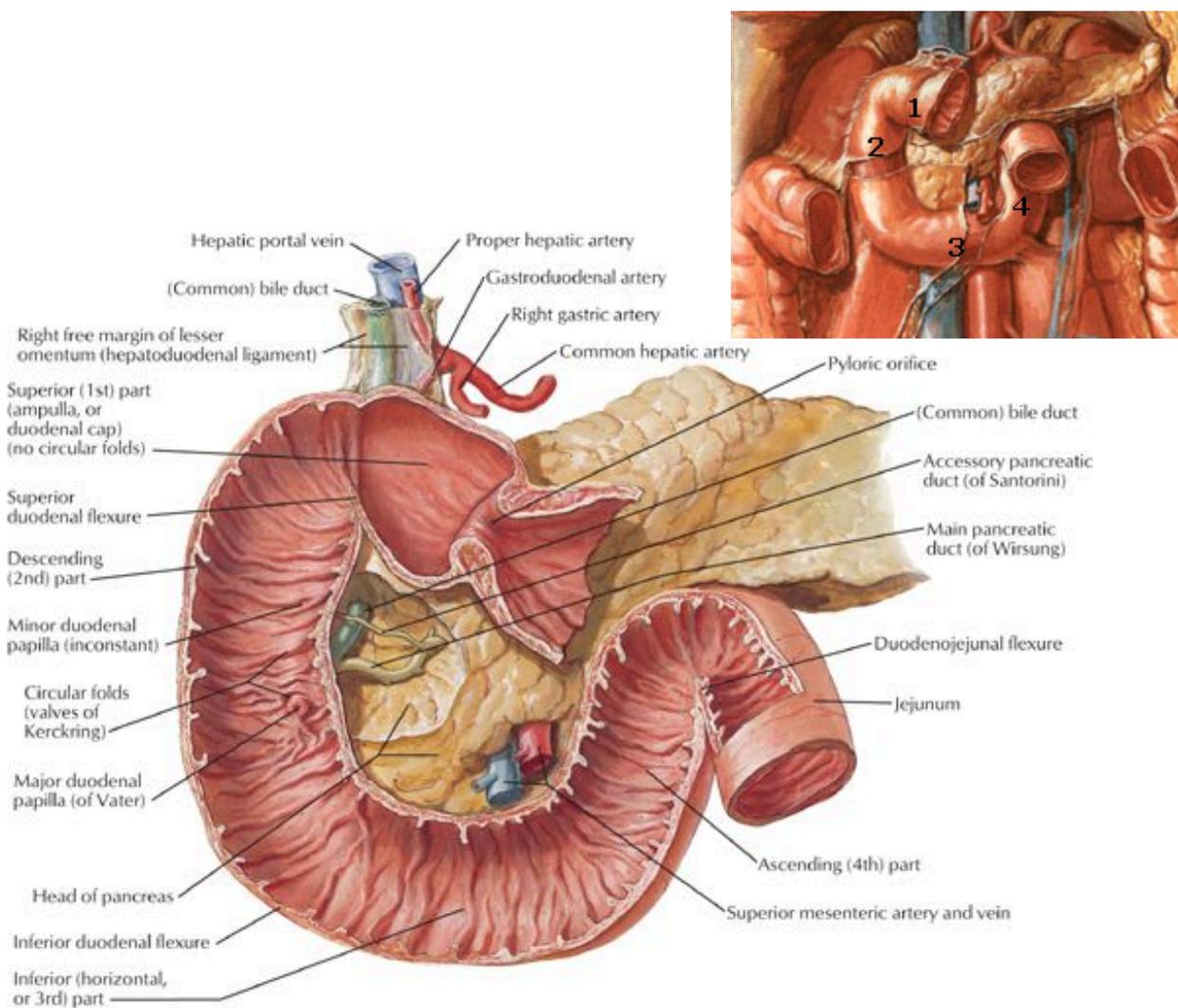


Figura 3.10 – Anatomia do duodeno (adaptado de [60]).

A parte superior (primeira parte) do duodeno estende-se do canal pilórico do estômago até ao colo da vesícula biliar (cerca de 5cm). O início desta parte do duodeno é chamada de ampola ou bolbo duodenal (região inicial com mucosa lisa, ligeiramente mais dilatada e móvel). Localiza-se ântero-lateralmente ao corpo de L1.

A parte descendente (segunda parte) do duodeno tem cerca de 7,5 cm e localiza-se à direita da coluna vertebral, estende-se de L1 até ao bordo inferior de L3. A mucosa desta porção apresenta pregas circulares.

3.2.2 TÉCNICA

3.2.2.1 O PROCEDIMENTO

A Endoscopia Digestiva Alta é uma técnica realizada por um profissional de saúde especialista na área, que utiliza um endoscópio/gastroscópio (tubo fino e flexível com cerca de 10mm de diâmetro, com um sistema de luz incorporado e com uma câmara de vídeo na extremidade – que transmite em tempo real imagens ampliadas e de elevada definição para um monitor presente na sala) que é introduzido através da boca do paciente (que se encontra na posição de decúbito lateral esquerdo) e que permite observar a parte alta do tubo digestivo (esófago, estômago e duodeno até à 2ª porção) (Figura 3.11).

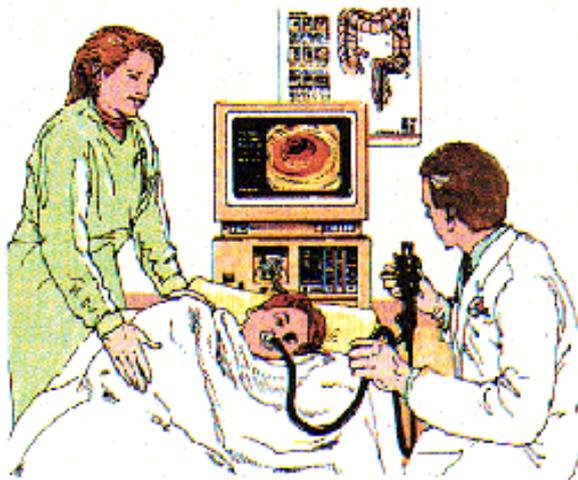


Figura 3.11 – Procedimento da endoscopia digestiva alta (retirado de [62]).

É necessário ter uma visão completa da mucosa, devendo ser removidos quaisquer conteúdos que dificultem a observação, tais como restos alimentares, secreções e sangue [63]. A progressão do endoscópio ao longo do tubo digestivo pode causar algum incómodo (arrancos ou mesmo vómitos), embora em geral o exame seja bem tolerado [64]. A título de curiosidade no “Apêndice G - Procedimento

clínico (EDA)” encontra-se de forma mais detalhada os procedimentos efetuados antes, durante e depois de um exame de endoscopia digestiva alta.

3.2.2.2 MATERIAL - GASTROSCÓPIO

Existem inúmeras empresas (e.g. *Olympus* [65], *Pentax* [66], *FUJIFILM* [67], *Karl Storz* [68]) fabricantes de Gastroscópios (do inglês, *gastrosopes*) e todas elas tem como principal objetivo assegurar e maximizar o bem estar/atendimento do paciente e a eficiência do procedimento efetuado.

Por exemplo, o modelo GIF-H180J (Figura 3.12 - A) da empresa *Olympus*, foi projetado para procedimentos de diagnóstico e terapêutica. Com um tubo de inserção de 9,9 mm de diâmetro externo e com um canal de 2,8 mm de diâmetro (Figura 3.12 - B). É capaz de captar imagens de alta resolução (HDTV 1080), combinadas com novos recursos avançados (*Narrow band Imaging* - NBI) de modo a ajudar os médicos na realização dos exames endoscópicos e tornando os diagnósticos mais precisos (Figura 3.12 - C). Tem um ângulo de visão de 140° o que permite a observação de uma área ampla. O seu sistema de focagem ótica com recurso à tecnologia “*Close Focus*” (em português, focagem próxima) permitir diminuir a profundidade de campo de 3mm para 2mm, melhorando a nitidez sem recorrer à focagem eletrônica (Figura 3.12 - D) [69].

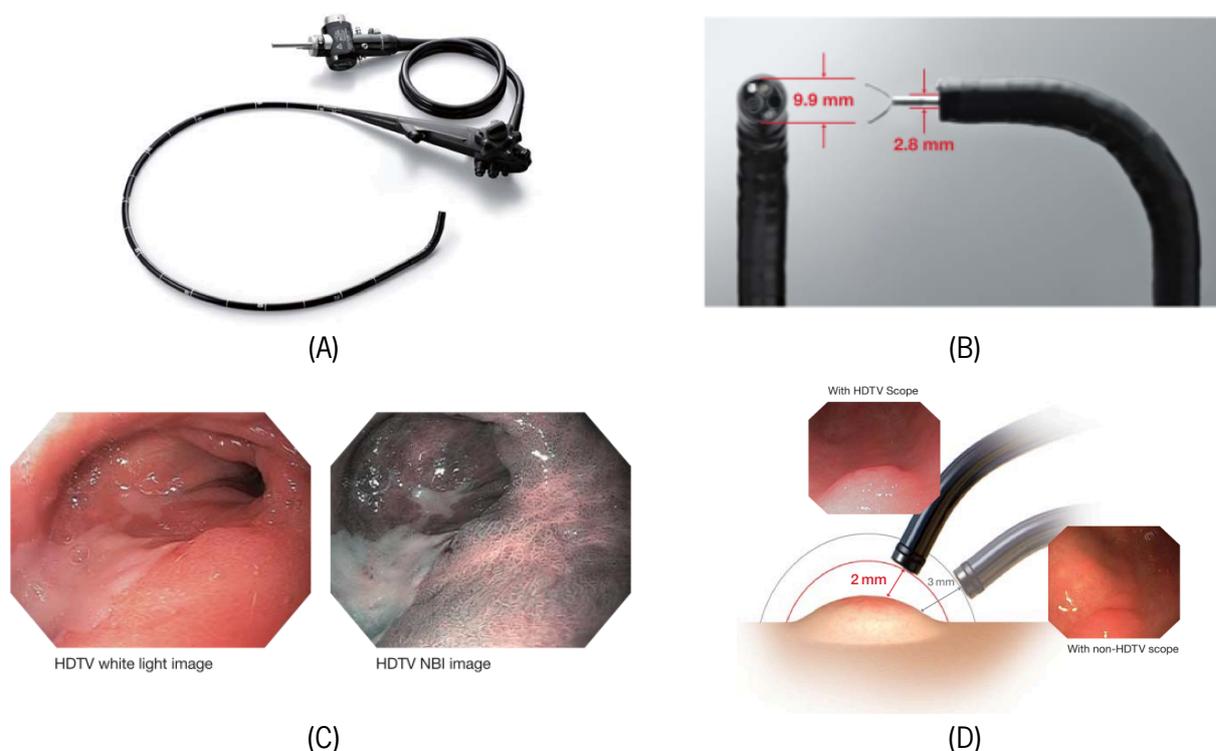


Figura 3.12 – (A) Gastroscópio modelo GIF-H180J, fabricado pela empresa *Olympus*, (B) Dimensões do gastroscópio, (C) Diferença de imagens HDTV com e sem recurso à tecnologia NBI, (D) Sistema de focagem ótica com recurso à tecnologia “*Close Focus*” (retirado de [69]).

Na Tab. H.1 do “Apêndice H - Gastroscópios”, encontra-se exposta uma comparação entre os diferentes gastroscópios das empresas *Olympus* e *Pentax*.

3.2.3 INDICAÇÕES PARA A ENDOSCOPIA DIGESTIVA ALTA

A endoscopia permite esclarecer a causa de diversos sintomas, e.g. dificuldade em deglutir (disfagia), azia, dores abdominais, náuseas, vômitos, má digestão. Permite fazer o diagnóstico de, e.g. esofagite (Figura 3.13 - A), varizes esofágicas e gástricas, úlceras gástricas (Figura 3.13 - B) e duodenais (Figura 3.13 - C), tumores esofágicos e gástricos, gastrites. Na maior parte das vezes permite garantir que os sintomas não são causados por uma lesão orgânica.

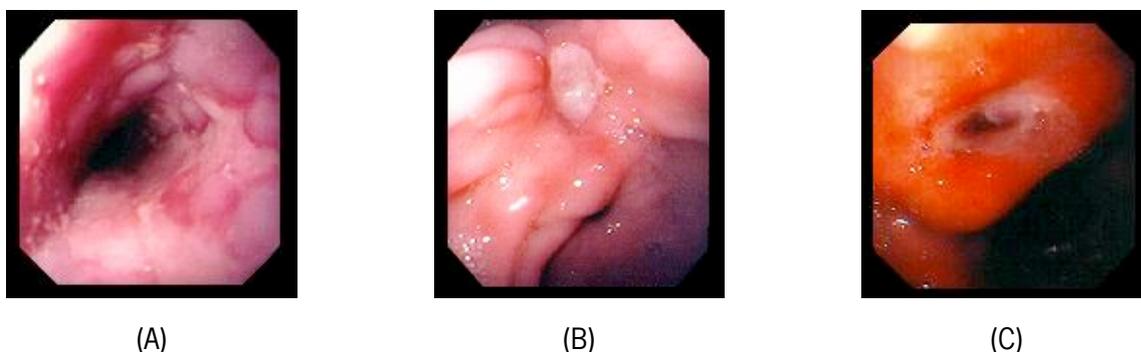


Figura 3.13 – Exemplos de diagnósticos, (A) inflamação da mucosa causada pelo refluxo do ácido gástrico no esôfago, (B) úlcera de 1cm no antro gástrico, (C) úlcera no duodeno (retirado de [70]).

Além desta função de diagnóstico a endoscopia digestiva alta tem um importante papel na terapêutica das hemorragias esofágicas e gástricas, na extração de corpos estranhos, na dilatação das obstruções etc. Na Figura 3.14 é possível visualizar uma representação do sistema digestivo superior e algumas das indicações que podem ser encontradas com a realização de uma endoscopia digestiva alta.

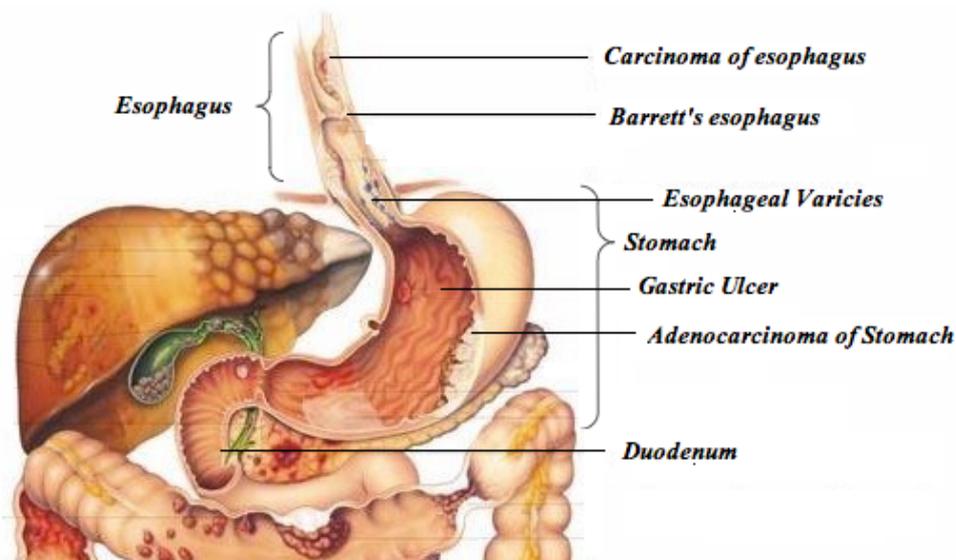


Figura 3.14 – Sistema digestivo superior e representação de algumas indicações (adaptado de [46]).

Uma versão alargada de diagnósticos que a EDA permite fazer encontra-se no “Apêndice I - Indicações para a EDA”.

3.3 IMAGEM ENDOSCÓPICA

3.3.1 INTRODUÇÃO

Atualmente, o vídeo endoscópio tornou-se uma ferramenta essencial para o diagnóstico em conjunto com, gastroscópios, colonoscópios ou broncoscópios [31]. Consoante o tipo de equipamento adotado e o exame realizado, podem ser usadas diferentes técnicas de imagem.

Estas novas técnicas de imagem (e.g. NBI) são por vezes combinadas com a imagem endoscópica convencional (como se pode constatar pela análise efetuada aos diversos gastroscópios existentes no mercado, que se encontra no “Apêndice H - Gastroscópios”).

Como se pode visualizar na Figura 3.15, a imagem endoscópica pode ser dividida em cinco categorias consoante a técnica que sustenta o exame.

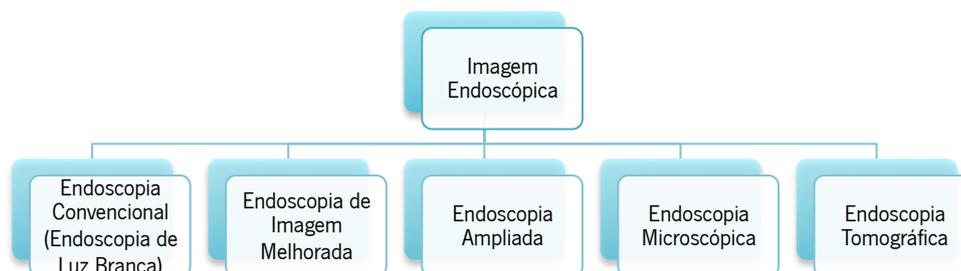


Figura 3.15 – Imagem endoscópica e suas principais categorias (adaptado de [31])

Na Figura 3.16 pode-se visualizar de forma mais detalhada esta divisão em categorias. As siglas presentes nesta figura correspondem às seguintes expressões: *Fujinon (flexible) Imaging Color Enhancement* (FICE); *Real-time Image Mapping* (RIM); *AutoFluorescence Imaging* (AFI); *InfraRed Imaging* (IRI); *Simultaneous AutoFluorescence Endoscopy* (SAFE).

À medida que o profissional de saúde vai capturando as imagens (durante o exame endoscópico) não basta simplesmente transmiti-las e armazená-las, sendo também necessário transmitir ou guardar a informação que descreve as imagens (e.g. dimensões, cores), para que mais tarde as imagens possam ser interpretadas corretamente [71].

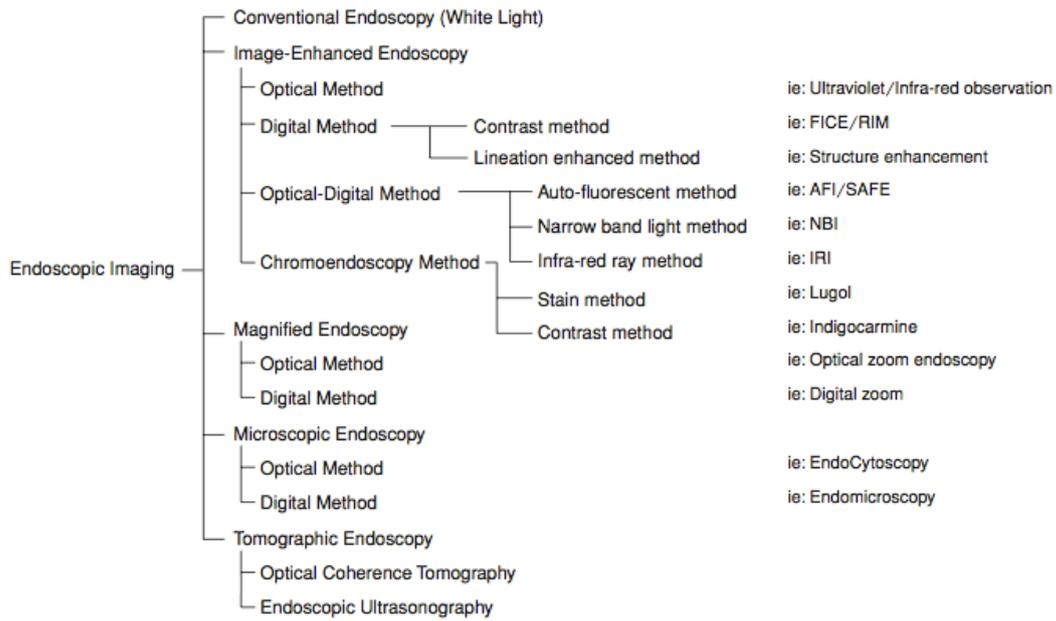


Figura 3.16 – Classificação detalhada da imagem endoscópica e suas categorias (retirado de [72]).

3.3.2 A COR - ESPAÇO DE CORES

3.3.2.1 INTRODUÇÃO

A cor é a reação do cérebro a um estímulo visual específico, provocado pela ação de um feixe de fótons sobre as células especializadas da retina, que transmitem através de informação pré-processada no nervo ótico, impressões para o sistema nervoso. Deriva do espectro da luz (distribuição da energia luminosa versus comprimento de onda) que interage no olho com a sensibilidade espectral dos recetores de luz.

O espectro da luz visível é um dos intervalos do espaço eletromagnético e situa-se entre a radiação do infravermelho e ultravioleta (Figura 3.17). O olho humano é capaz de detetar a cor num espectro cujo comprimento de onda varia entre 350 a 750 nanómetros [73] [74] [75].

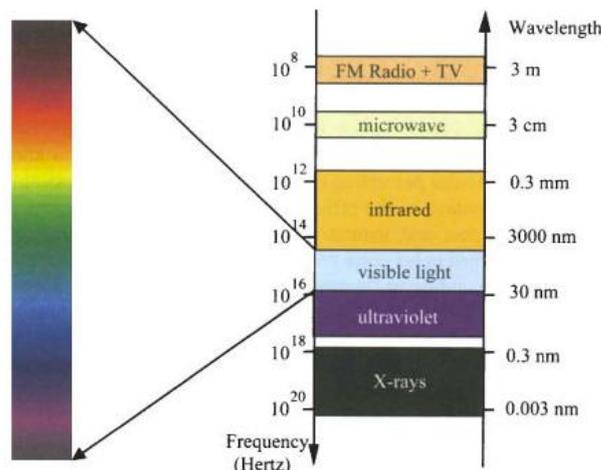


Figura 3.17 – Espectro visível, comprimento de onda varia entre 350 a 750 nanómetros (retirado de [76]).

3.3.2.2 CONCEITO

Aquando da análise de um vídeo e dos *frames* capturados é necessário ter em conta que as imagens do vídeo e os *frames* capturados encontram-se codificados num espaço de cores.

Um espaço de cores (do inglês, *colour space*) é um método pelo qual é possível especificar, criar e visualizar a cor [75]. Também se pode definir como um modelo abstrato matemático para formalizar a descrição de cores através de tuplos de números, tipicamente formados por três ou quatro elementos.

Os seres humanos podem definir uma cor pelos seus atributos (e.g. brilho, tonalidade), enquanto que um computador descreve uma cor utilizando as quantidades necessárias (de vermelho, verde e azul) para a emissão de uma cor e uma impressora pode produzir uma cor específica, em termos de reflexão e absorção das cores ciano, magenta, amarelo e preto.

A cor é normalmente especificada, como já referido, através de três/quatro coordenadas/parâmetros, ou tuplos de números. Estes parâmetros descrevem a posição da cor no espaço de cores que esta a ser utilizado. Através destes parâmetros não é possível saber que cor é, pois isso depende do espaço de cores que está a ser utilizado [77].

O espaço de cores mais utilizado para armazenamento de imagens digitais é o RGB (*Red, Green, Blue*). Contudo, a nível de processamento de imagem apresenta algumas desvantagens, daí a existência de outros espaços de cores. O CMYK é a abreviatura do sistema de cores formado por ciano (*Cyan*), magenta (*Magenta*), amarelo (*Yellow*) e preto puro ("K"ey - do inglês = chave, pois é a base). O CMYK é o espaço de cores mais utilizado para impressão, enquanto que o RGB é o mais utilizado em monitores/ecrãs. Existem outros sistemas de cores [74], e.g.:

- YIQ: a informação está contida nos componentes Y (componente da luminância, onde a informação da imagem na escala de cinzentos é armazenada), I e Q (estes dois componentes representam a informação da cor). É o espaço de cores utilizado pelo sistema de TV a cores *National Television System Committee* (NTSC). Neste espaço de cores a informação da escala de cinzento está separada da informação de cor, ou seja o mesmo sinal é utilizado para a transmissão a cores e para a transmissão a preto e branco;
- YCbCr, é amplamente utilizado em sistemas de vídeo e compressão de imagens como MPEG e JPEG. Neste formato a componente Y representa a informação de luminância, enquanto que as componentes Cb e Cr armazenam a informação de cor;

- HSI, HSV, HSL – *Hue, Saturation, Intensity/Value/Lightness*;
- HMMD - *Hue, Max, Min, Diff*;
- $L^*u^*v^*$ (CIELUV), espaço que estabelece a uniformidade no diagrama de cromaticidade, e $L^*a^*b^*$ (CIELAB), espaço que estabelece a uniformidade num espaço de cor tridimensional.

3.3.2.3 PRINCIPAIS ESPAÇOS DE CORES UTILIZADOS EM IMAGENS ENDOSCÓPICAS

Os principais espaços de cores referidos durante este trabalho são o RGB (espaço de cores em que a imagem endoscópica se encontra codificada), HSV, HSL, HSI e o HMMD (estes quatro espaços são utilizados num vasto conjunto de técnicas de análise e processamento de imagens) . De seguida encontra-se um pequeno resumo sobre estes espaços de cores.

3.3.2.3.1 RGB

O modelo de cor RGB é atualmente o modelo mais comum para representar imagens. É um modelo de cores aditivo, em que três cores primárias (vermelho, verde e azul) são combinadas para produzir um amplo *array* de cores. Uma imagem RGB é uma matriz $M \times N \times 3$ de pixéis de cor, em que cada pixel é um tripleto que corresponde aos componentes vermelho, verde e azul, numa localização específica. Nas imagens a cores, cada um destes três canais tem um valor inteiro que varia entre 0 e 255 (quando se utiliza *arrays* de 8 bits) que representam a intensidade de cada cor. A sobreposição desses três canais resulta nas cores que são de facto visualizadas na imagem (Figura 3.18), ou seja, ao combinar as três imagens na escala de cinzentos e ao introduzi-las nas entradas dos canais vermelho, verde e azul de um monitor a cores, é produzida uma imagem colorida (Figura 3.19) [75] [78] [79].

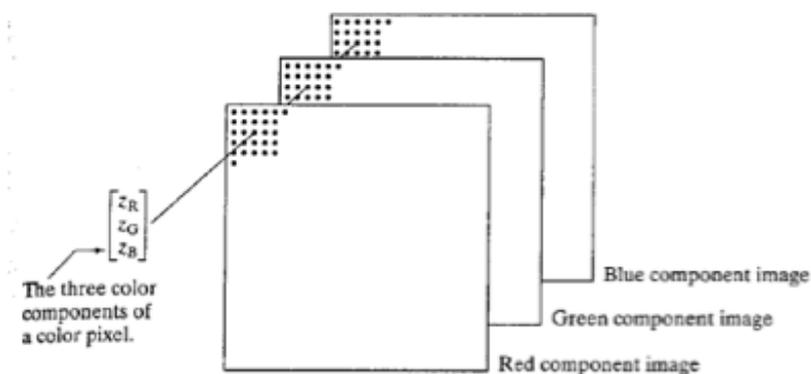


Figura 3.18 – Composição de um pixel numa imagem RGB (retirado de [79]).

Este modelo é baseado num sistema de coordenadas cartesianas e apresenta-se sob a forma de um cubo de cores (Figura 3.20 - A). Os vértices do cubo representam as cores primárias (vermelho, verde e azul) e as secundárias (ciano, magenta e amarelo) [78].

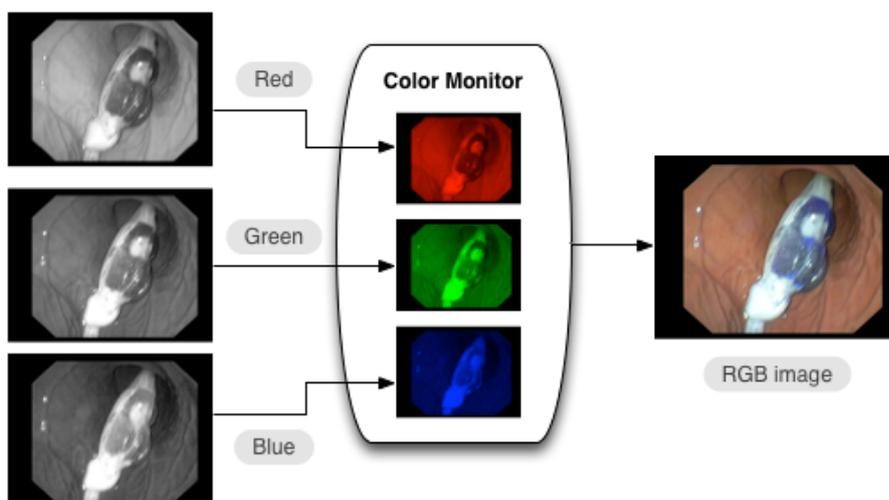
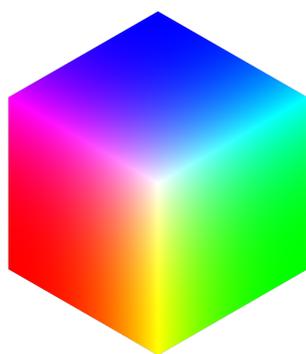
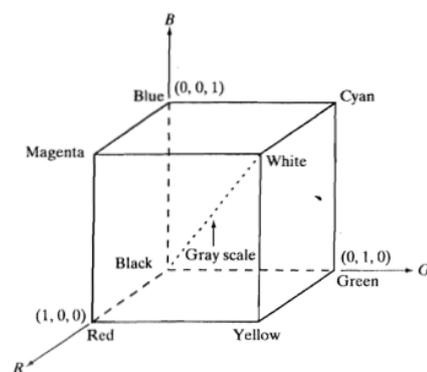


Figura 3.19 – Combinação das três imagens em escala de cinza e introdução nas entradas dos canais RGB do monitor para produzir uma imagem colorida como output (retirado de [26]).

Os três parâmetros do modelo RGB (as intensidades das três cores primárias do modelo), definem um espaço tridimensional com três direções ortogonais (R, G e B). Constrói-se assim o espaço RGB de cor. As cores deste espaço existem no subespaço $0 \leq (R,G,B) \leq 1$. Este subespaço corresponde a um cubo de aresta unitária em que o vértice de coordenadas (0,0,0) representa a cor negra e coincide com a origem do espaço. O vértice representativo da cor branca corresponde ao ponto de coordenadas (1,1,1), tal como apresentado na Figura 3.20 (B) [80].



(A)



(B)

Figura 3.20 – Espaço de cor RGB (retirado de [78]).

Tradicionalmente, as implementações do modelo RGB nos sistemas gráficos empregam valores inteiros entre 0 e 255 para exprimir o valor da intensidade de cada componente em vez de valores reais normalizados, entre 0 e 1. A discretização em 256 valores de intensidade é mais do que suficiente para o olho humano dado que este consegue distinguir um mínimo de 16 intensidades na zona do azul e um máximo de 23 intensidades na zona do amarelo [80].

3.3.2.3.2 HSV/HSL/HSI

A sigla do **modelo HSV** corresponde às três variáveis do modelo: *Hue* (em português, cor, matiz); *Saturation* (em português, saturação); *Value* (em português, valor) [75] [80].

Este modelo descreve as cores da mesma forma que o sistema visual humano as percebe. *Hue* é uma outra designação para a palavra cor e diz respeito à tonalidade que é visualizada. Vermelho, azul e amarelo são as cores primárias, e quando combinadas em quantidades iguais, elas criam as tonalidades secundárias laranja, verde e violeta. A saturação é a intensidade de uma cor. As cores saturadas são muito puras. O significado da palavra Valor encontra-se relacionado com a claridade ou escuridão de uma dada cor, criando deste modo uma escala desde a cor preto puro ao branco puro [75].

O HSV é baseado nas coordenadas cilíndricas. A conversão de RGB para HSV é possível através de equações que mapeiam as coordenadas cartesianas (valores RGB) para coordenadas cilíndricas [78]. O modelo de cor HSV é mais intuitivo que o modelo RGB [80].

Na Figura 3.21(A) e (B) é possível observar a obtenção gráfica de cada componente. O componente *hue* descreve a cor dada, de forma angular no topo do cone. Os componentes saturação e valor são descritos em percentagem, sendo que o valor é descrito pela profundidade ou altura do cone, tendo como mínimo a cor preta (vértice do cone) e como máximo o branco. Já a saturação de uma cor corresponde à quantidade de cor branca que a cor apresenta. Uma saturação de 1 significa que a cor é pura (está na periferia), enquanto uma saturação de 0 significa que a cor é totalmente branca e, neste caso, o valor do parâmetro H é irrelevante. As cores primárias ocupam no espaço HSV os vértices do hexágono [80].

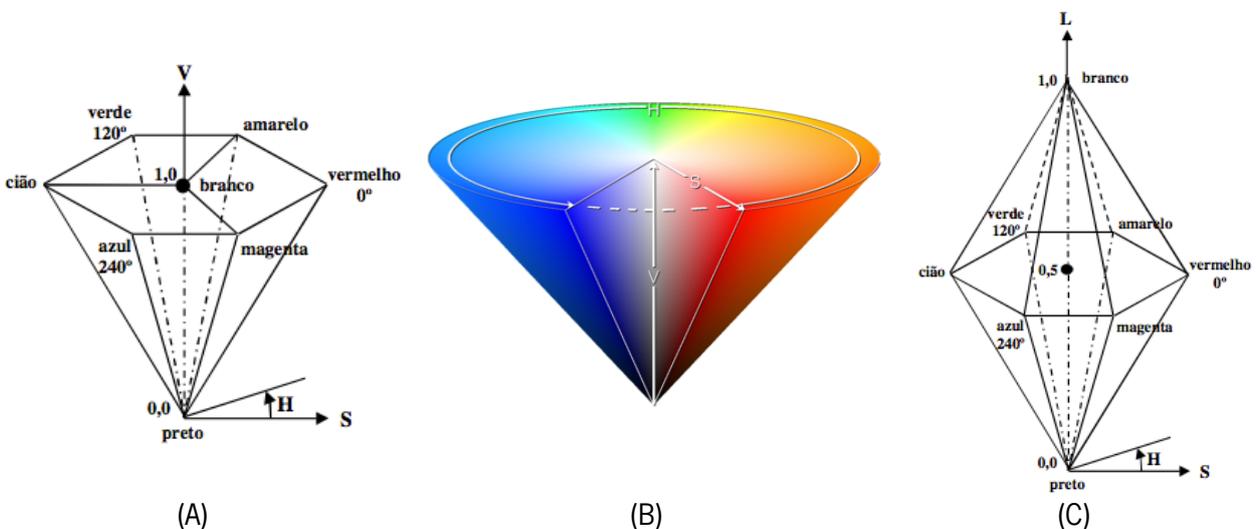


Figura 3.21 – (A) e (B) Espaço de cor HSV (retirado de [80] e de [81]), (C) Espaço de cor HSL (retirado de [80]).

O **modelo HSL** é constituído por três componentes, o *Hue* (em português, cor, matiz), *Saturation* (em português, saturação) e *Lightness* (em português, luminosidade).

A representação tridimensional do espaço de cor deste modelo é constituída por dois cones unidos pelas bases, tal como a Figura 3.21(C) apresenta. As cores primárias estão situadas no perímetro da base comum e as cores branca e negra no vértice de cada um dos cones. Os tons cinzentos localizam-se sobre o eixo comum dos dois cones [78].

Tal como no espaço HSV, o parâmetro H (cor) corresponde ao ângulo em que a cor se encontra, tomando a cor vermelha como origem. O parâmetro S (saturação) tem também o mesmo significado que no modelo HSV. As cores puras têm uma saturação de 1, enquanto que as cores com saturação 0 correspondem a cores brancas de intensidade variável (cinzentos) para as quais o parâmetro H não tem qualquer significado. Finalmente o parâmetro L (luminosidade) pode variar entre 0, a que corresponde uma luminosidade nula, e 1 que equivale à luminosidade máxima, que só é possível para a cor branca. É de notar que as cores puras apresentam uma luminosidade de 0,5 [80].

O **modelo HSI** é comum nas aplicações de visão por computador, tornando este espaço ideal para ser utilizado nos algoritmos de processamento de imagem que têm como base a cor. Tal como os dois modelos anteriores, este espaço também é constituído por três componentes, o H (*hue*), o S (*saturation*), e o I (*intensity*). De certo modo, este espaço é similar ao HSV. O HSI separa a componente da intensidade das restantes componentes que guardam a informação da cor. O objetivo deste espaço é facilitar a separação das formas de uma imagem [79].

3.3.2.3.3 HMMD

O espaço de cores HMMD (do inglês, *Hue-Max-Min-Diff*) é aquele que mais se aproxima de um espaço de cores perceptualmente uniforme. O componente H, correspondente à tonalidade e apresenta o mesmo significado do componente H do espaço de cores HSV. Ao realizar a conversão do modelo de cores RGB para o modelo HMMD, o componente *Max* corresponde ao máximo de entre os valores R, G e B, enquanto que o componente *Min* corresponde ao mínimo de entre os valores R, G e B. Nessa mesma tradução, o componente *Diff* é definido como a diferença entre os valores máximo e mínimo. Apesar de apenas estes quatro componentes estarem presentes no nome do espaço de cor, existe outro componente (*Sum*) que corresponde à média entre os componentes *Max* e *Min*. Na maioria das imagens, podem ser utilizados

apenas três destes cinco componentes para descrever eficientemente o espaço de cores HMMD [82] [83] [84].

O espaço de cores HMMD pode ser representado graficamente através de duas estruturas cónicas com as bases sobrepostas e com os vértices em sentidos inversos, tal como ilustrado na Figura 3.22. O ponto A representa a cor branca enquanto o ponto B representa a cor preta. Nesta representação, os componentes do espaço de cores são obtidos da seguinte forma [83]:

- *H* – Ângulo entre 0° e 360° , desde o ponto C e ao longo da circunferência que une as bases;
- *Diff* – Distância entre o centro da base (O) e o ponto C (pertence à maior circunferência das bases);
- *Min* – Distância entre o ponto A e o ponto C;
- *Max* – Distância entre o ponto B e o ponto C;
- *Sum* – Comprimento do eixo que liga o ponto A ao ponto B, passando por O.

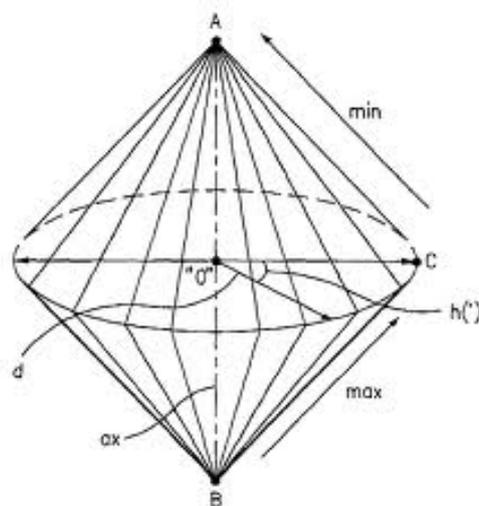


Figura 3.22 – Representação gráfica dos componentes do modelo HMMD (retirado de [83]).

3.3.3 TÉCNICAS QUE SUSTENTAM O EXAME

Após a introdução do vídeo endoscópio, o desenvolvimento tecnológico abrandou e os objetivos atuais passam por melhorar a resolução das imagens da superfície da mucosa e das camadas inferiores.

A ampliação endoscópica permite ampliar a imagem até 150 vezes. A junção da cromoendoscopia à endoscopia ampliada melhorou substancialmente a capacidade de caracterização e diferenciação do tecido normal e anormal. A cromoendoscopia é realizada através da coloração da superfície da mucosa com substâncias corantes, aumentando a aptidão para diferenciar e distinguir pequenas alterações

epiteliais. Dependendo do objetivo do exame endoscópico, podem ser utilizados corantes de absorção (*lugol, azul de metileno, azul de toluidina e violeta cresil*), corantes de contraste (*Índigo-carmim*) ou corantes reativos (*vermelho do Congo*).

Na Figura 3.23 é possível visualizar duas imagens do mesmo achado, mas obtidas com recurso a técnicas diferentes. A diferença entre as duas imagens é que na Figura 3.23 (B) é possível visualizar bem demarcada uma lesão superficial elevada com um padrão de superfície irregular. Esta imagem foi obtida com recurso à técnica cromoendoscopia e à utilização do corante de contraste *índigo-carmim* [85] [86] [87] [88] [89].

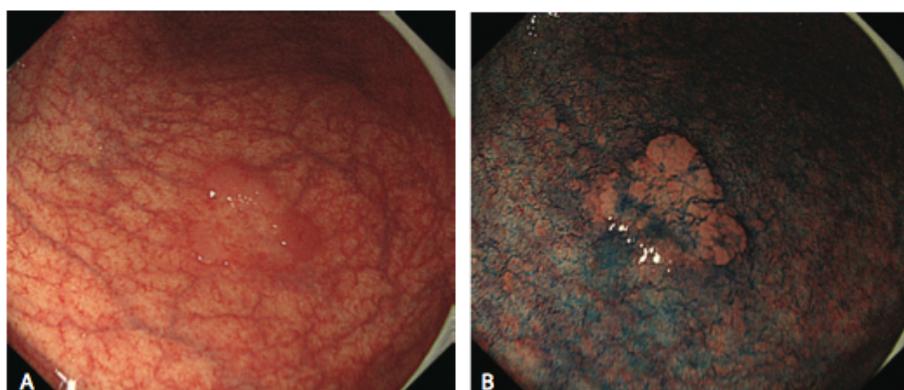


Figura 3.23 – Achado endoscópico superficial, mais especificamente um cancro gástrico precoce no antro gástrico (A) imagem endoscópica convencional branca, (B) cromoendoscopia com recurso ao corante de contraste índigo-carmim (retirado de [87]).

Pelo facto de se utilizarem corantes que requerem posterior lavagem, esta é uma técnica demorada. Assim, numa tentativa de se desenvolver cromoendoscopia eletrónica (sem uso de corantes), surgiu NBI. Esta é uma técnica que foi desenvolvida em 2001, no Japão, e tira proveito das propriedades de absorção e dispersão da luz. Na Figura 3.24 é possível visualizar a mesma imagem (Pólipo hiperplástico, do inglês *Hyperplastic polyp*) mas captada com recurso a técnicas endoscópicas diferentes [85] [86] [87] [88].



Figura 3.24 – Pólipo hiperplástico. Imagem endoscópica obtida com recurso às técnicas: (A) Endoscopia convencional e Ampliada, em alta definição, (B) *Narrow Band Imaging* e Endoscopia ampliada, (C) Cromoendoscopia e Endoscopia Ampliada (retirado de [88]).

Na endoscopia convencional (também denominada por endoscopia de luz branca), três filtros (vermelho, verde e azul) são utilizados para separar as cores primárias do espectro visível. O filtro RGB é projetado para aproximar a cor da sensibilidade do olho humano, de modo que a imagem resultante apresente a cor real (Figura 3.24 - A). Cada um dos filtros RGB cobre aproximadamente um terço do espectro visível e os filtros sobrepõem-se ligeiramente de modo que todo o espectro é detetado pelo CCD.

Com os filtros NBI, apenas é capturada uma pequena parte do espectro e não existe o objetivo de replicar a sensibilidade espectral do olho humano. Ao invés, as imagens de cores criadas a partir desses filtros são apelidadas de imagens a cores falsas. Normalmente, são usados três tipos de filtros e é atribuído a cada um, um canal de uma imagem RGB. Um filtro passa a ser a parte vermelha da imagem, outro torna-se a parte verde e o terceiro corresponde à parte azul [85] [90]. Na Figura 3.25 é possível visualizar a mesma imagem do esôfago retirada através da endoscopia convencional Figura 3.25(A) e com recurso à técnica NBI Figura 3.25(B).

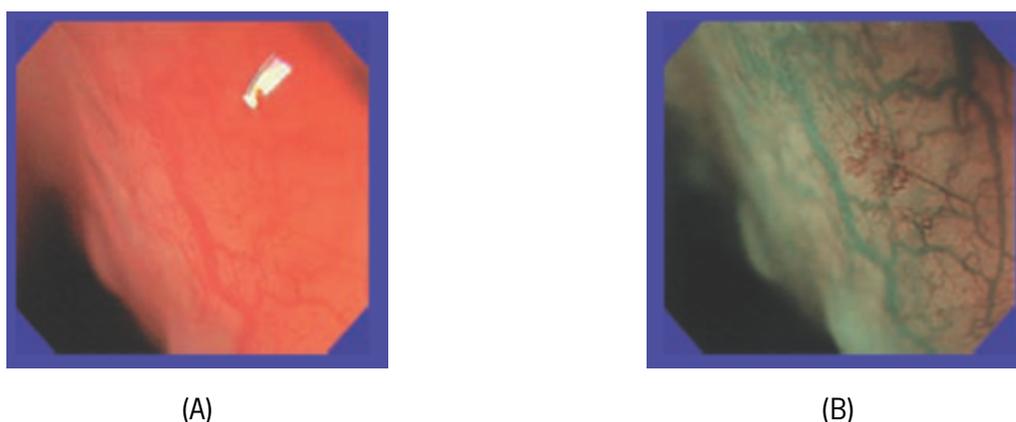


Figura 3.25 – Mucosa do esôfago, imagem retirada através da técnica (A) endoscopia convencional e (B) NBI (retirado de [31]).

Com base nestes princípios, o NBI monocromático utiliza duas bandas discretas de luz: uma azul, de comprimento de onda central de 415nm, e uma verde, cujo comprimento de onda central se localiza a 540nm, sendo ambas absorvidas fortemente pela hemoglobina. A luz azul de banda estreita mostra as redes capilares superficiais, enquanto que a luz verde mostra os vasos subepiteliais. Esta técnica apresenta diversas vantagens, mas a sua maior contribuição é na caracterização de áreas neoplásicas planas e superficiais da mucosa, sendo especialmente útil na identificação de metaplasia, displasia e neoplasia precoce no esôfago de Barrett, colite ulcerativa, entre outros.

A técnica de imagem autofluorescente (AFI) é mais recente que o NBI. Quando a luz incide na superfície do tecido, uma certa quantidade de luz é refletida e a restante penetra no tecido. Alguma da luz que penetra é absorvida pelas substâncias cromofólicas, sendo transmitida pouca luz. As diferenças de cor,

resultantes da emissão de fluorescência podem ser capturadas em tempo real durante a endoscopia e utilizadas para a detecção e caracterização de lesões [31] [90] [91] [92] [93]. Na Figura 3.26 encontra-se esquematizado a configuração de um sistema AFI, enquanto que na Figura 3.27(A) é possível visualizar um exemplo de uma imagem resultante desta técnica.

A combinação da endoscopia ampliada, NBI e AFI, traz inúmeras vantagens à endoscopia.

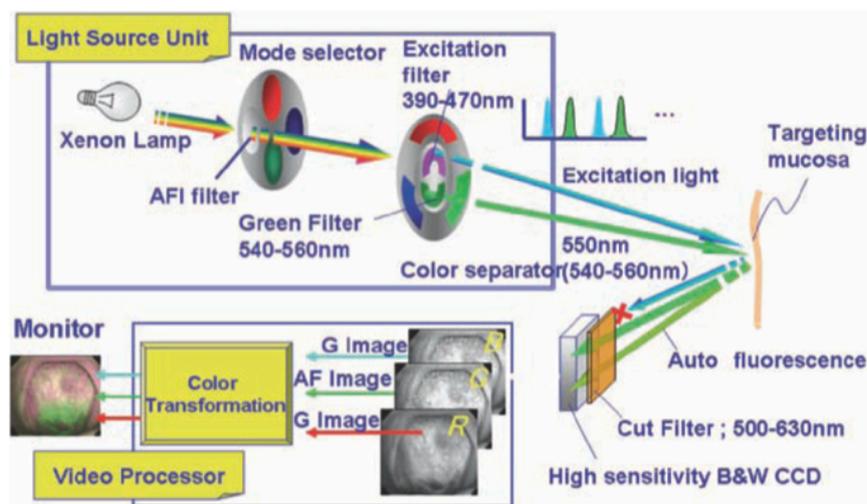
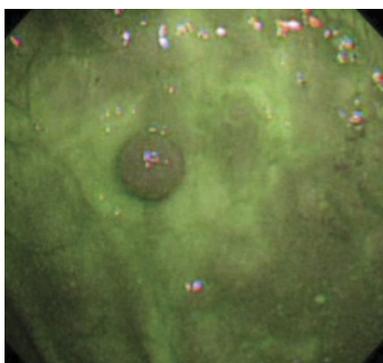
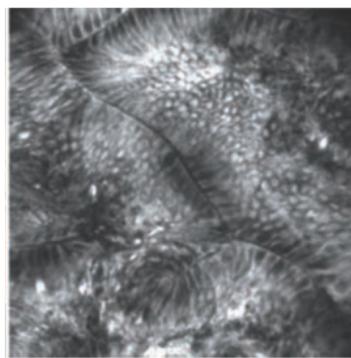


Figura 3.26 – Esquema do funcionamento de um sistema AFI (retirado de [31]).



(A)



(B)

Figura 3.27 – (A) Pólipso hiperplástico visualizado através da técnica *Autofluorescence imaging-negative* (verde) (retirado de [92]). (B) Imagem de endomicroscopia confocal de um cancro precoce do cólon (retirado de [31]).

No entanto, apesar das técnicas já descritas serem eficientes na detecção de lesões superficiais, as lesões intersticiais (que ocorrem em profundidade) também merecem destaque. A endomicroscopia confocal tem a capacidade de seccionamento ótico que pode ser explorado para fornecer imagens dinâmicas de tecido *in vivo* com resolução subcelular, em termos de profundidade, até 100 μ (Figura 3.27 - B). Os protótipos destes endomicroscópios já estão disponíveis e alguns deles exigem prévia coloração dos tecidos *in vivo*

antes de ser efetuada a microscopia. O potencial clínico desta tecnologia é imenso e contribui para a detecção, diagnóstico e biópsias de lesões pré-cancerígenas e cancerígenas [93] [94].

As lesões na parede do intestino ou próximas à parede podem ser melhor caracterizadas, através da combinação de ultra sonografia e endoscopia. Surge assim a Ultrassonografia Endoscópica (USE) que é uma técnica que incorpora as imagens da ultrassonografia convencional com os recursos visuais da endoscopia. Com esta combinação, auxiliada pelo uso de transdutores de alta frequência, é possível obter imagens de alta resolução. A USE contribui para o estudo das lesões da submucosa, dos tumores do esófago e das neoplasias precoces do estômago. Ainda como possibilidades adicionais, possibilita o estudo das fístulas perianais e das lesões do aparelho esfíncteriano anal, entre outros. A USE é um verdadeiro avanço tecnológico e vai servir de modelo para futuras inovações [91].

Tendo em conta o exemplo (modelo GIG-H180J da Olympus) apresentado no ponto 3.2.2.2 Material - Gastroscópio da secção 3.2 Endoscopia digestiva alta do presente capítulo, e visualizando as técnicas que podem sustentar um exame realizado com recurso a esse gastroscópio, é possível concluir que a endoscopia de imagem melhorada (do inglês, *Image-Enhanced Endoscopy*), mais concretamente a técnica NBI é a escolhida para ser combinada com a Endoscopia Convencional (de luz branca) (do inglês, *Conventional Endoscopy – White light*). Esta combinação torna-se importante aquando o diagnóstico, pois determinadas lesões que não são possíveis detetar com a Endoscopia Convencional (de luz branca) podem ser detetadas com esta combinação de tecnologias.

Para maior detalhe sobre a técnica NBI consultar “Apêndice J - NBI”.

3.3.4 RESOLUÇÃO VERSUS AMPLIAÇÃO

A resolução de uma imagem endoscópica é uma característica que se diferencia da ampliação e descreve o nível de detalhe que uma imagem comporta, ou seja, a capacidade de distinguir dois objetos ou pontos que se encontram opticamente próximos.

Uma imagem de alta resolução melhora a capacidade de discriminar detalhes, enquanto a ampliação aumenta o tamanho da imagem. Para a imagem vídeo endoscópica, a resolução é uma função da densidade de píxeis. A incorporação de Dispositivos de Carga Acoplada de alta densidade de píxeis permite que os endoscópios de alta resolução sejam capazes de fornecer imagens ampliadas, realçando

com detalhe a mucosa. Nestas duas últimas décadas os endoscópios com CCDs, ou endoscópios eletrônicos, substituíram os endoscópios de fibra ótica, como anteriormente referido [93].

A maioria dos vídeo endoscópios recentes são dotados de definições de alta resolução, com melhorias de pelo menos 60 a 100% na qualidade de imagem, em relação a modelos anteriores. Comparativamente ao olho humano, que é capaz de discriminar objetos de 125 - 165 μ m de diâmetro, os endoscópios de alta resolução são capazes de discriminar objetos de 10 - 71 μ m de diâmetro. Endoscópios convencionais utilizam CCDs com densidade de pixéis de 100.000 - 200.000. Um endoscópio atual, disponível comercialmente, pode utilizar CCD com 600.000 - 1.000.000 pixéis, para proporcionar imagens de alta resolução.

Estes sistemas endoscópicos de alta resolução podem ser combinados com a endoscopia ampliada. Os endoscópios gastrointestinais (standard ou de alta resolução) normalmente possuem uma distância focal de intervalo fixo (por exemplo, 1 - 9cm). Assim, para se conseguir focar, a área-alvo deve estar dentro deste intervalo do endoscópio. Se a ponta do endoscópio for colocada muito próxima da mucosa, a imagem fica distorcida, o que limita a possibilidade de uma inspeção detalhada. Porém, esta limitação pode ser superada através de dois métodos: Ampliação ótica, ou Ampliação eletrônica.

Os endoscópios com ampliação ótica estão equipados com um sistema mecânico que permite mover uma das lentes na ponta do endoscópio ao longo do eixo longitudinal, permitindo ao operador ajustar a distância focal do aparelho. Deste modo, quando o endoscópio está próximo do tecido, o operador pode ajustar manualmente a distância focal, utilizando uma alavanca existente na cabeça do endoscópio. Isso permite a inspeção dos detalhes de pequenas áreas. Dependendo do endoscópio, a ampliação da imagem pode ocorrer entre 80 a 115 vezes. Devido a esta ampliação a partir do ajuste manual da distância focal, todos os pixéis no CCD são usados para construir a imagem, preservando assim a resolução da mesma durante o processo de ampliação.

Pelo contrário, nos endoscópios eletrônicos, a ampliação é realizada pelo processador de vídeo. Uma área no centro da imagem endoscópica é eletronicamente ampliada e apenas os pixéis da área-alvo são usados para gerar a imagem ampliada, implicando a não preservação da resolução da imagem. Consequentemente, altos níveis de ampliação eletrônica irão resultar numa perda da qualidade de imagem [93] [95].

CAPÍTULO 4

MYENDOSCOPY

4.1 INTRODUÇÃO

Os avanços tecnológicos têm permitido melhorar metodologias de trabalho antigas, através do desenvolvimento de novos sistemas capazes de organizar a informação de uma forma mais eficiente e compacta, assim como, distribuí-la mais facilmente. Os utilizadores passam a despende menos tempo com as suas tarefas e os resultados obtidos tendem a melhorar. Esta otimização de processos pode ser aplicada na área da saúde, levando os profissionais de saúde a terem melhores condições de trabalho e uma consequente melhoria dos cuidados de saúde prestados.

Na endoscopia gastroenterológica, o médico, enquanto realiza a endoscopia, visualiza em tempo real o vídeo num ecrã e ao mesmo tempo efetua a captura das imagens mais relevantes para inserir no relatório. No final do exame, o médico possui as imagens necessárias, descartando o vídeo. Todo este processo acarreta problemas tanto para o paciente, como para o próprio médico pois, mais tarde, caso o médico queira rever o diagnóstico realizado ou comparar segmentos do vídeo com futuros exames, estas tarefas não serão possíveis, obrigando deste modo o paciente a ter de realizar um novo exame. Para além desta problemática, existem ainda problemas relacionados com a partilha de informação entre diferentes profissionais e entidades.

Estas problemáticas serviram como motivação para a criação e concepção da *MIVbox* (esta designação deriva das iniciais do nome do projeto (*My In View*)) e ademais contribuiu para adicionar novos processos que permitam tornar mais versátil e eficiente o sistema em questão. O sistema proposto foi denominado por *MyEndoscopy*.

4.2 ANÁLISE DE REQUISITOS

O sistema proposto no contexto deste trabalho tem vários requisitos que importa analisar e contextualizar. Desta forma é possível compreender a motivação de cada requisito e, consequentemente, encontrar as soluções para cada pormenor do sistema, que possam levar a obtenção de resultados concordância com os requisitos.

O objetivo principal visa a concepção e o desenvolvimento de um protótipo de uma solução baseada numa arquitetura orientada ao serviço para aquisição, tratamento, arquivo e difusão de exames de endoscopia.

4.2.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO

O recurso a soluções informáticas para melhorar a performance dos serviços hospitalares e das suas respetivas tarefas já começa a ser prática comum em muitas instituições de prestação de cuidados de saúde. Com os rápidos avanços tecnológicos a que se assiste atualmente, os sistemas de informação disponíveis nos hospitais vão adquirindo novas funcionalidades que influenciam diretamente a qualidade dos cuidados de saúde prestados aos pacientes. Este aumento de qualidade é bastante importante para as instituições e para os serviços governamentais, pelo que tem motivado investimentos no desenvolvimento de soluções informáticas que tratem de tarefas cada vez mais específicas.

Para além do objetivo central anteriormente referido, é necessário referir outros requisitos gerais relacionados com o sistema proposto. Uma vez que este sistema é enquadrado no ambiente hospital, mais precisamente na área da Gastreenterologia (EDA), existem determinados requisitos para um sistema que pretenda apresentar-se como uma solução abrangente para esta área.

Em primeiro lugar o sistema deve ser capaz de efetuar gestão de pacientes, requisições e exames, disponibilizando aos profissionais de saúde informação atualizada nas listas de trabalho (e.g. exames a realizar, relatórios).

De modo a que todos os profissionais de saúde consigam aceder aos dados dos pacientes, exames a realizar, relatórios ou vídeos, devem encontrar-se devidamente registados no sistema e serem detentores de um nome de utilizador e de uma palavra-passe. Como o sistema é orientado ao paciente, quando um profissional tem permissões para consultar a informação clínica de um determinado paciente, esta consulta contém os exames realizados em todas as entidades e não só naquela ao qual o profissional está associado.

Em investigação são necessários inúmeros dados para efetuar estudos e testes. No caso da endoscopia digestiva alta não existe um lugar/repositório, onde se possa aceder a informação multimédia resultante deste tipo de exame. Desta forma, criar um repositório onde se possa aceder a vídeos e imagens resultantes dos exames efetuados, mantendo a confidencialidade dos pacientes, é uma mais valia para os investigadores. De modo a não haver replicação de dados, o sistema deve ser capaz de distinguir exames em que o material resultante encontra-se marcado como “autorizado para fins de investigação”, por parte do paciente. Para além destes aspetos o sistema deve garantir que no caso de pesquisas, em que o nível

de permissão é “Centro de investigação”, o material que é retornado é apenas vídeos ou imagens, não incluindo qualquer referência ao paciente e ao seu registo eletrónico.

Quando um sistema é utilizado por diferentes entidades e diferentes profissionais de saúde é necessário adotar uma linguagem que todos percebam e capaz de tornar a difusão de informação um processo rápido, eficiente e sem ambiguidades. A adoção de uma linguagem estandardizada para registo de informação clínica é essencial para ajudar a normalizar o sistema em todos os componentes que lidem diretamente com termos relacionados com a endoscopia digestiva alta, ou seja, as bases de dados, as anotações por parte dos profissionais de saúde ou os relatórios gerados após a realização do exame.

Os investimentos na modernização da saúde são elevados, levando a haver uma maior exigência por parte das administrações, no sentido de quererem saber onde e quando se gasta o dinheiro (e.g. quando se realizam exames). A nível estatístico o sistema deve estar preparado para gerar dados estatísticos acerca da utilização do sistema, diagnósticos elaborados, exames realizados, etc.

4.2.2 ENTIDADES E UTILIZADOR ALVO

A utilização do sistema pode ser efetuada por qualquer profissional de saúde de uma entidade, desde que devidamente registado no sistema. Este sistema foi projetado com o intuito de interligar entidades, bem como uniformizar a gestão do processo clínico do paciente, particularmente dados clínicos na área de gastroenterologia. Desta forma, deve ser promovida a partilha de informação entre as diferentes entidades presentes na Figura 4.1.

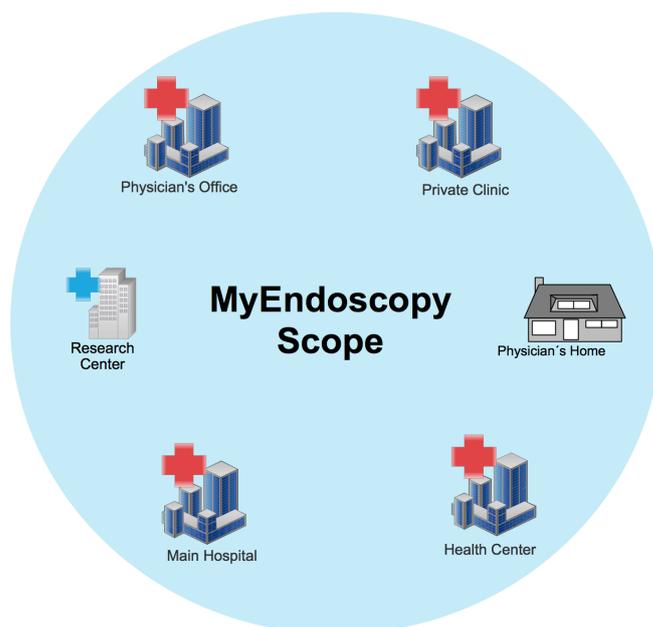


Figura 4.1 – Entidades que deverão integrar o sistema (retirado de [26]).

Cada entidade apresenta um nível de permissão para efetuar determinadas operações. Na Figura 4.2 é possível visualizar uma pirâmide que expressa os diferentes graus de permissões entre entidades. Na base é possível visualizar a entidade com menos permissões (neste caso o centro de investigação apenas pode visualizar a informação para fins de investigação). Já no topo, o hospital principal, como entidade, pode consultar, prescrever, requisitar e executar exames.

No “Apêndice K - Entidades e seus perfis” pode ser encontrada uma tabela com as entidades envolvidas no *MyEndoscopy* e onde se encontra exposto o tipo de ligação e as operações permitidas para cada entidade.



Figura 4.2 – Pirâmide que traduz as permissões de cada tipo de entidade para efetuar operações no sistema.

Para além das permissões de cada tipo de entidade, cada utilizador poderá possuir ou não permissões para efetuar determinadas operações em função do seu próprio perfil, e.g. médico, examinador, enfermeiro, técnico, investigador. Para este efeito, deve possuir um perfil que seja caracterizado consoante o tipo de privilégios e grau do profissional de saúde, e.g. um médico especialista terá um acesso mais amplo, sem restrições, a exames e informação relativa ao paciente, do que um enfermeiro que apenas pode ajudar na execução do exame e no preenchimento de dados (mesmo no caso de ambos fazerem parte da mesma entidade).

4.2.3 ESPECIFICIDADES DOS MÓDULOS

Devido às necessidades dos vários processos envolvidos no sistema *MyEndoscopy*, foi necessário proceder a uma divisão em sete módulos, de forma a facilitar a compressão das necessidades das diversas tarefas e efetuar uma correta especificação dos requisitos.

4.2.3.1 AQUISIÇÃO

O conceito que se pretende implementar com a criação da *MIVbox* é a existência de um sistema genérico que consiga adquirir o vídeo endoscópico e realizar todas as tarefas posteriores, independentemente do aparelho que é utilizado para realizar o procedimento/técnica de endoscopia. Tendo como base este objetivo, surgem alguns requisitos para o processo de aquisição de vídeos através da *MIVbox*:

- O sistema deve estar dotado de uma placa de aquisição de vídeo, que permita realizar a integração do sistema com os diversos aparelhos de endoscopia existentes. Para tal, essa placa deve suportar todos tipos de output de vídeo (e.g., *S-Video*, HDMI) utilizados pela generalidade dos aparelhos de endoscopia existentes no mercado;
- O módulo de aquisição também deve ser capaz de funcionar com os diversos formatos de vídeos utilizados pelos diferentes aparelhos;
- O módulo de aquisição deve disponibilizar uma interface, em que o utilizador pode visualizar o vídeo, em tempo real (*Monitor MIVacquisition*), e ao mesmo tempo capturar os *frames* que forem considerados mais relevantes (*MIVacquisition*);
- Os *frames* capturados devem ser enquadrados num modelo 3D do aparelho digestivo, que permita aos profissionais terem uma noção exata da localização dos *frames*, que apresentam dados relevantes para o exame em execução.

4.2.3.2 STREAMING

O sistema deve ser capaz de realizar *streaming*, em tempo real, do vídeo que está a ser obtido no exame endoscópico. Este *streaming* deve permitir que os profissionais ausentes da sala do exame possam dar a sua opinião remotamente (*MIVstream*), permitindo trabalho em equipa em casos mais complicados. Assim, existe a necessidade de um canal de comunicação com vídeo unidirecional e áudio bidirecional.

4.2.3.3 TRATAMENTO/PROCESSAMENTO

- Os vídeos endoscópicos, regra geral, possuem uma quantidade considerável de *frames* que não são relevantes para realizar o diagnóstico. Desta forma, o sistema deve ser dotado de uma etapa de resumo em que o algoritmo deteta e elimina os *frames*, que apresentam informação não relevante para o contexto endoscópico (e.g. desfocados, maior parte da área do *frame* apresenta uma única tonalidade de cor). Desta redução do vídeo deverá resultar vídeo *light*,

- Um dos objetivos mais desafiantes, adicionados pelas novas tecnologias na área da imagem médica, é a deteção automática de patologias. É pretendido que o processamento dos vídeos seja realizado depois da etapa de resumo, de forma a utilizar o vídeo *light*, uma vez que este tipo de processamento é complexo e demorado;
- O sistema deixa em aberto a existência de algoritmos genéricos de deteção de *frames* anormais e de algoritmos específicos que visam detetar patologias específicas. Os algoritmos a executar para cada tipo de exame podem estar pré-definidos nas configurações do sistema. Para cada exame em particular, o médico pode selecionar os algoritmos que pretende executar, substituindo as configurações existentes;
- Após a extração de características o sistema deverá armazenar a informação que descreva o conteúdo do vídeo num ficheiro próprio. Esta informação deverá ser compatível com a construção de um motor de pesquisa que se baseie na similaridade do conteúdo das imagens.

4.2.3.4 ARQUIVO

A difusão e a reutilização de informação apenas é possível se, em todos os momentos em que é obtida nova informação (imagens, vídeos e comentários ou metadados com descrição de conteúdo), esta for armazenada de forma estruturada e normalizada. Esta organização deve possibilitar a realização de pesquisas, em que o utilizador obtém informação de alto nível que corresponde aos critérios que especificou. Assim, alguns requisitos devem ser cumpridos:

- Para cada exame endoscópico deve ser armazenada toda a informação recolhida. Esta informação deverá ser:
 - Vídeo completo do procedimento;
 - Vídeo *light* (apenas com os *frames* relevantes);
 - Imagens capturadas pelos profissionais durante o exame;
 - Comentários e anotações descritoras de conteúdo (metadados), tanto obtidos automaticamente pelo módulo de processamento, como produzidos manualmente pelo profissional;
 - Relatório.
- As descrições de conteúdo (tanto automáticas como manuais) devem ser armazenadas segundo um standard que permita a normalização da informação obtida, seja qual for a metodologia utilizada para obter essas descrições.

4.2.3.5 COMPUTAÇÃO EM NUVEM

Cada *MIVbox* deverá armazenar localmente toda a informação adquirida nessa máquina. No entanto, o sistema geral deverá ser constituído por diversas *MIVboxes* a funcionar na mesma entidade ou em entidades diferentes, e um *Data Center* independente. Desta forma, deve existir informação a ser partilhada constantemente entre todo o sistema. Assim, um dos requisitos mais importantes do *MyEndoscopy* é ter um serviço de computação em nuvem que permita disponibilizar toda a informação passível de ser partilhada. Esta informação na nuvem permite a posterior pesquisa de informação por parte de todos os intervenientes no sistema, sem limitações derivadas da *MIVbox* ou *workstation* que estão a utilizar.

4.2.3.6 DIFUSÃO

A informação obtida nos exames endoscópicos é, na maioria dos casos, relevante noutros momentos do processo de diagnóstico ou, inclusivamente para outros profissionais de saúde. Assim, um sistema robusto e eficiente deve estar preparado para difundir facilmente a informação armazenada, apontando-se os seguintes requisitos:

- Uma vez que, em muitos exames endoscópicos, o profissional que está a fazer o exame não será o mesmo que realizou a consulta, é necessário que o sistema seja capaz de disponibilizar as imagens e vídeos obtidos, assim como possíveis anotações do profissional examinador. Assim, é necessário que o material multimédia e o respetivo relatório, estejam associados ao exame do paciente e disponíveis para consulta a qualquer momento e local;
- A partilha de informação deverá ser transversal a todos os profissionais envolvidos no diagnóstico ou tratamento, e deverá também estar acessível a todos os outros profissionais com permissões para aceder;
- Quando um profissional pretende pesquisar informação no arquivo, este deve poder usar diferentes métodos de pesquisa, consoante as suas necessidades. Assim, é necessário que exista um motor de pesquisa versátil que permita pesquisas por conteúdo multimédia e por anotações textuais, bem como pesquisas por casos semelhantes (a partir de uma imagem ou vídeo existentes).

4.2.3.7 WORKSTATION

O *MyEndoscopy* deverá possuir uma aplicação *Web*, que permita aos profissionais realizar as operações que não são realizadas na *MIVbox*. Esta aplicação deverá ser utilizada na *workstation* de qualquer profissional que pretenda consultar ou adicionar nova informação, elaborar relatórios, etc. Tendo em conta, este contexto, a aplicação *Web* deverá ter os seguintes requisitos:

- Tal como já referido, deve tratar-se de uma aplicação *Web*, de forma a qualquer máquina com um *browser* recente possa funcionar como uma *workstation*;
- A principal funcionalidade requerida para esta aplicação é a existência de uma ferramenta de criação de relatórios que permita a anotação gráfica e textual nas imagens, de forma a ser destacada possíveis patologias;
- Ao mesmo tempo que está a realizar o relatório, o profissional deve poder utilizar a aplicação para pesquisar casos antigos que possam auxiliar no presente diagnóstico. Esta pesquisa pode ser orientada ao conteúdo dos ficheiros multimédia ou às anotações existentes nos relatórios;
- A aplicação deve permitir também que o utilizador faça pedidos para executar, na nuvem, algoritmos de processamento de vídeo que possam extrair automaticamente características relevantes para o caso em estudo.

4.2.4 REQUISITOS FUNCIONAIS DAS APLICAÇÕES

Um requisito funcional é definido como uma funcionalidade do sistema de software ou dos seus componentes. A funcionalidade é descrita como um conjunto de dados de entrada, operações efetuadas e resultados. Os requisitos funcionais podem ser detalhes técnicos, manipulação de dados e de processamento, e outras funcionalidades específicas que definem o que o sistema deverá ser capaz de realizar.

De seguida são apresentados os requisitos funcionais das três aplicações do *MyEndoscopy* (*MIVacquisition*, *MIVstream*, *MIVstation*).

4.2.4.1 MIVACQUISITION

A *MIVacquisition* é a aplicação que irá auxiliar o médico no momento da realização do exame endoscópico, mais concretamente, no momento da aquisição do vídeo e captura dos *frames* mais relevantes.

Esta aplicação foi desenvolvida para ser acedida e manuseada num ecrã do *smartphone* ou *tablet*, no entanto existe um momento em que o ecrã presente na sala de exame é utilizado para acompanhar a visualização do interior do trato gastrointestinal.

Os requisitos funcionais que a aplicação deve apresentar são os seguintes:

- Autenticação do utilizador;
- Visualização de um menu principal com as seguintes opções: lista de trabalhos, visualização do último exame e do próximo exame a ser realizado pelo médico;
- Visualização da lista de trabalhos do médico para o próprio dia: exames já realizados, exames por realizar e exames que serão transmitidos em tempo real para outros utilizadores;
- Visualização do processo clínico eletrónico do paciente;
- Gerir a informação sobre o paciente;
- Visualizar antigos exames;
- Iniciar o novo exame;
- Gravação do vídeo: *start*, *pause*, *stop*;
- Armazenamento dos ficheiros multimédia resultantes do exame: vídeos, *frames*;
- Eliminação dos ficheiros multimédia;
- Visualização dos *frames* capturados;
- Visualização do *frame* selecionado em *full screen*;
- Início ou cancelamento do *Streaming*;
- Adição de anotações rápidas para acompanhar o vídeo e os *frames*;
- Criação do *template* do relatório com a informação base referente aos dados do paciente.

A interface que irá aparecer no ecrã presente na sala de exame deve ostentar apenas os seguintes requisitos:

- Visualização do vídeo;
- Visualização do vídeo em *full screen*;
- Visualização do modelo 3D;
- Visualização dos *frames* capturados incorporados no modelo 3D consoante a sua localização;
- Abertura do *frame*: validação, remoção e adição de algumas anotações.

4.2.4.2 MIVSTREAM

Esta aplicação é mais simples que a anterior, sendo poucos os requisitos funcionais:

- Autenticação do utilizador;
- Visualização dos exames num calendário por datas, vista mensal;
- Visualização dos exames agendados, vista diária;
- Acesso à transmissão, em tempo real, do vídeo;
- Visualização da informação relativa ao exame;
- Visualização da transmissão em *full screen*;
- Gerir o volume de áudio, caso haja transmissão de áudio.

4.2.4.3 MIVSTATION

Esta aplicação é constituída por um maior número de requisitos funcionais, pois engloba diversas funcionalidades e processos. Segue a lista de requisitos funcionais, sem ter em conta o perfil do utilizador que acede à aplicação:

- Gestão de exames: exames realizados pelo médico para o qual ainda não foi efetuado relatório,
- Visualização do processo clínico eletrónico do paciente existente no HIS (Sistemas de Informação Hospitalar);
- Gestão da informação relativa ao paciente: nome, data de nascimento, número de identificação do paciente, sexo;
- Marcação de um novo exame;
- Gestão da informação relativa ao novo exame: data do exame, indicações, descrição, diagnóstico, recomendações;
- Visualização do histórico MCDT do paciente;
- Construção de um relatório normalizado;
- Visualização do vídeo e *frames* correspondentes ao exame para o qual o médico vai elaborar o relatório;
- Reprodução do vídeo: *frame* anterior, *reverse*, pausa, *play* e *frame* seguinte;
- Exportar *frames* para os relatórios;
- Exportar *frames* e vídeos para um dispositivo de armazenamento móvel;
- Anotação manual de *frames* com a terminologia definida;

- Pesquisa de casos similares, por *tags*, cor, textura, forma, etc, para ajudar a validar o diagnóstico;
- Agendamento de um exame com *streaming*;
- Pesquisa, para efeitos de investigação, num repositório por vídeos ou *frames* similares ou com uma dada *tag*, ou cor, ou textura ou forma:
- *Upload* de exames já realizados pelo paciente, noutra entidade.

4.3 PLANEAMENTO

4.3.1 INTRODUÇÃO

Nesta secção serão apresentados os aspetos relacionados com a arquitetura geral do *MyEndoscopy*, assim como dos seus módulos (Aquisição, Processamento, Arquivo e Difusão). Toda a informação que se segue é importante para ajudar na compreensão do modo como foi planeada a construção da arquitetura geral e seus módulos.

4.3.2 FLUXO DE TRABALHO

Nos últimos anos, os computadores tornaram-se os dispositivos mais avançados para realizar as operações de processamento, transferência, armazenamento e visualização de imagens/vídeos. Os computadores e técnicas de processamento de imagens/vídeos digitais revolucionaram a forma como as imagens médicas e vídeos são produzidos e manipulados. Os dados médicos (vídeos e imagens) podem ser adquiridos por dispositivos, como câmaras. Os computadores podem executar operações matemáticas para produzir imagens/vídeos com boa qualidade e podem realçar os aspetos das imagens que são necessários para o diagnóstico. As imagens médicas e vídeos também podem ser armazenados, recuperados ou transmitidos através de *streaming* [96].

O planeamento da arquitetura do *MyEndoscopy* teve como base os elementos de um sistema encontrado na literatura [96]. Na Figura 4.3 encontra-se ilustrado esse sistema. Este tipo de sistema, normalmente é constituído por cinco etapas distintas:

- Aquisição;
- Armazenamento;
- Processamento;
- Difusão, e

- Visualização.

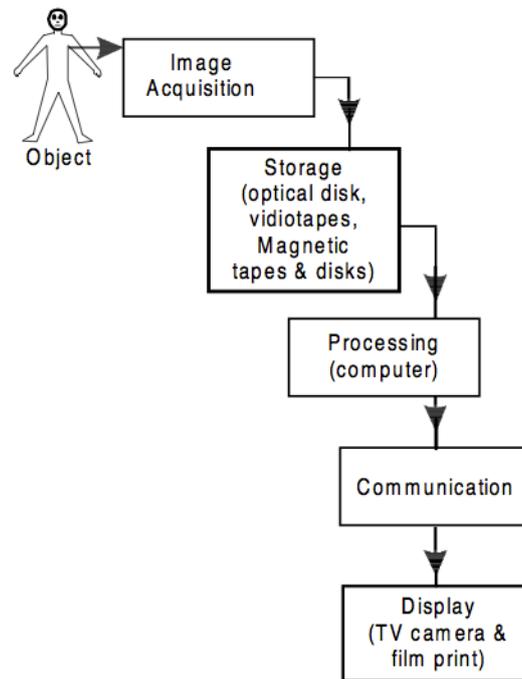


Figura 4.3 – Fluxo de um sistema de aquisição, armazenamento, processamento e partilha de imagens (retirado de [96]).

Dentro do bloco Processamento, é necessário ter em conta sub-passos requeridos para criar um módulo para processar as imagens/vídeos (Figura 4.4 e Figura 4.5). O desenvolvimento destes passos tiveram como base os passos apresentados na literatura [97] e [98], e encontram-se inumerados de seguida.

- Pré-processamento;
- Segmentação;
- Representação e extração de características;
- Reconhecimento e interpretação.

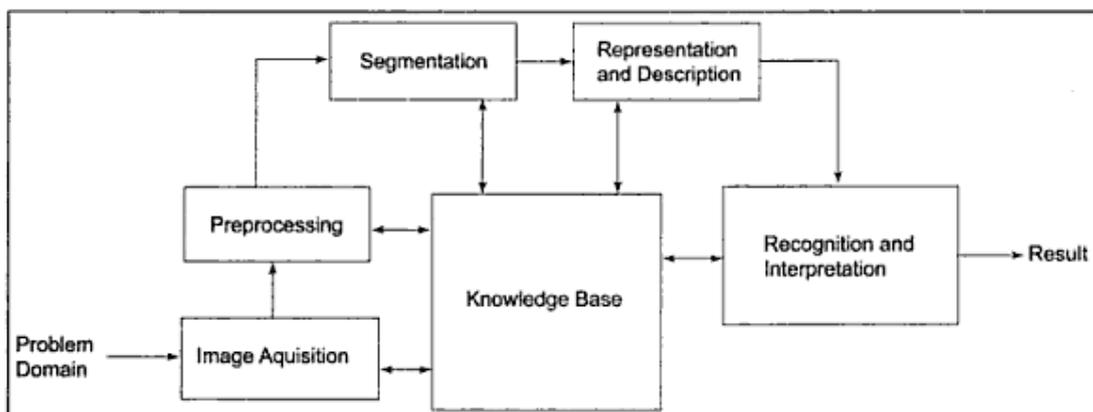


Figura 4.4 – Passos fundamentais num módulo de processamento de imagem (retirado de [97]).

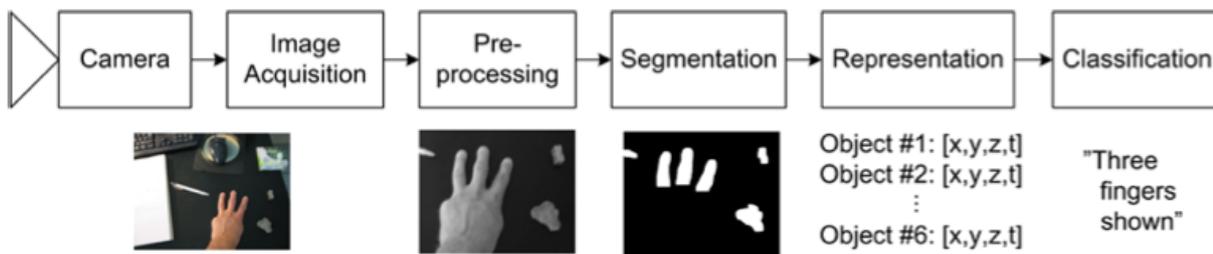


Figura 4.5 – Diagrama de blocos de um sistema que trabalha com vídeos e imagens, e exemplo da função de cada bloco (retirado de [98]).

4.3.3 ARQUITETURA GERAL

Inicialmente, a arquitetura pensada e projetada tinha como objetivo construir um sistema capaz de englobar todos os módulos necessários para satisfazer as necessidades dos médicos, de uma forma compacta, de fácil utilização e acessível em qualquer local. A concepção e desenvolvimento deste protótipo tem como objetivo criar uma solução/dispositivo capaz de incorporar funções como aquisição, tratamento, arquivo e difusão de material resultante de um exame de endoscopia. Na Figura 4.6 encontra-se o primeiro esboço desta arquitetura. Este primeiro esboço veio dar uma leve noção do funcionamento geral dos processos e das entidades envolvidas. No entanto com a evolução dos trabalhos realizados, os mecanismos envolvidos nos diversos processos foram evoluído consoante as necessidades das entidades e dos dispositivos utilizados. A Figura 4.7 ilustra algumas dessas evoluções, ou seja, os problemas e as dúvidas detetados ao analisar a primeira solução proposta.

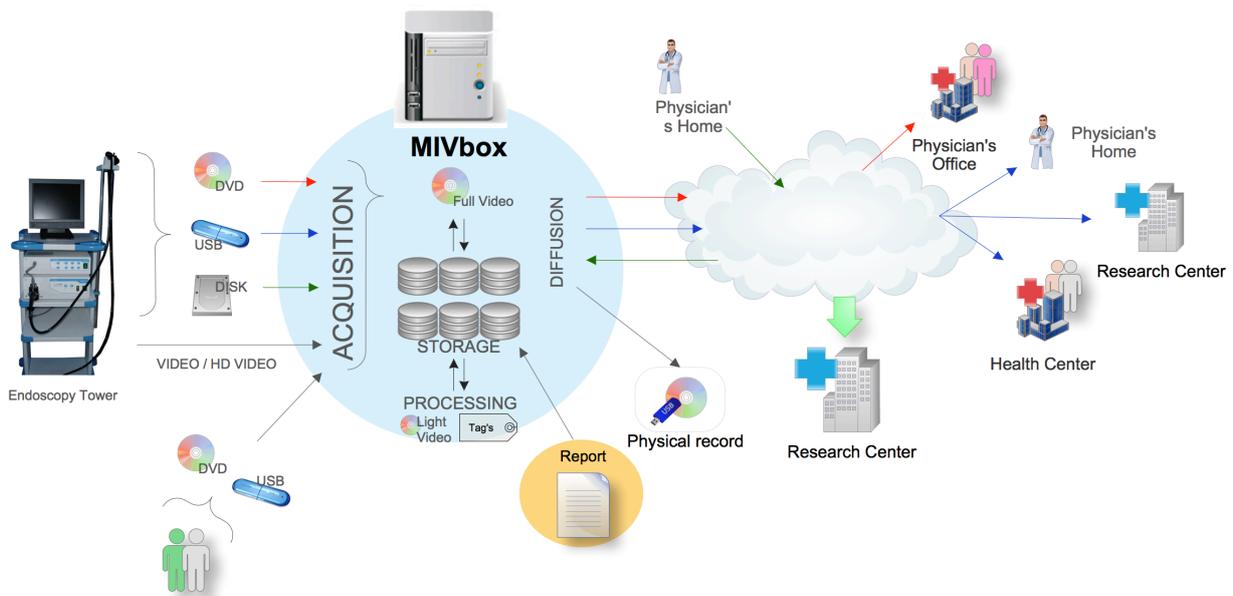


Figura 4.6 – Primeira arquitetura pensada para o dispositivo de aquisição, tratamento, arquivo e difusão de exames endoscópicos (retirado de [26]).

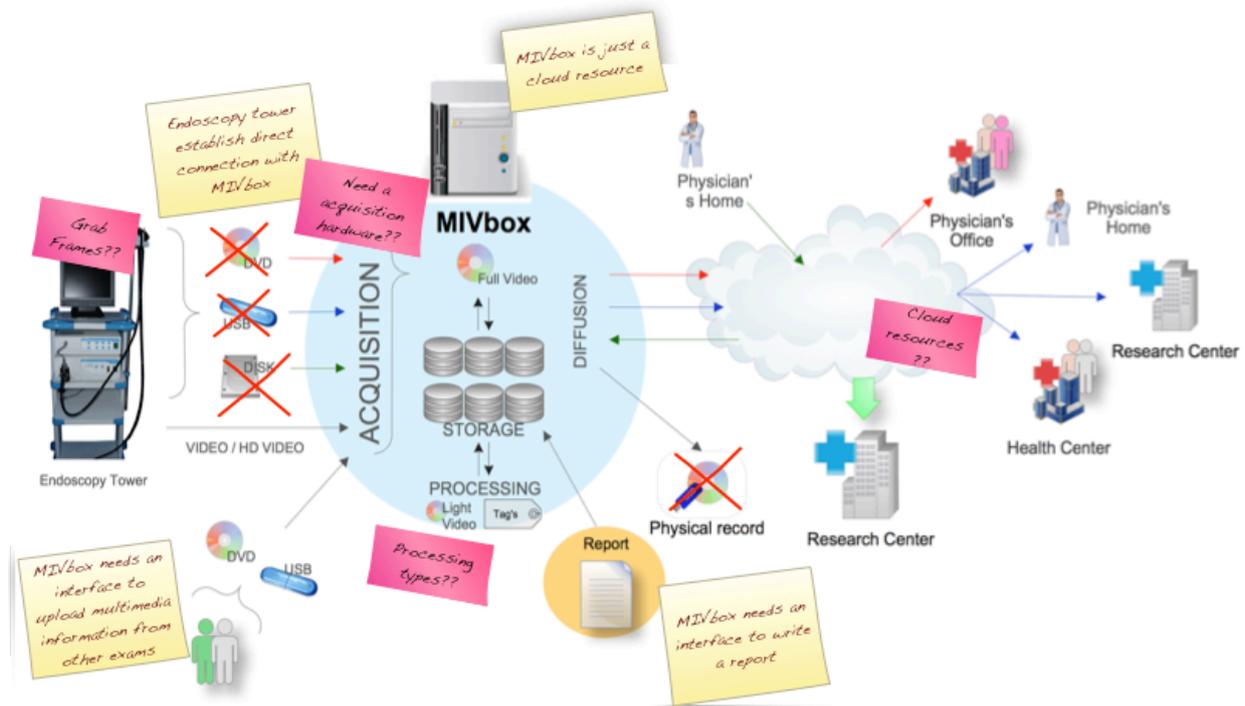


Figura 4.7 – Problemas e dúvidas resultantes da análise da primeira arquitetura (retirado de [26]).

Em primeiro lugar, a *MIVbox* deverá encontrar-se integrada no contexto de computação em nuvem, pelo que a abordagem inicial que colocava a *MIVbox* como um cliente estava errada. A nuvem deverá ser composta por todas as *MIVbox* do sistema e por um *Data Center* que será responsável por armazenar informação global e gerir todo o fluxo de informação dentro do sistema e nas comunicações com os clientes.

A nível de aquisição, foram detetados alguns erros, tais como:

- No momento da realização da endoscopia, o médico deve capturar alguns *frames* que ache relevantes para inserir no relatório, pelo que deverão existir imagens como *output* da torre endoscópica;
- A torre endoscópica deverá encontrar-se ligada diretamente à *MIVbox*. Esta ligação pode ser efetuada através de um *hardware* capaz de receber como *input* o *output* da torre;
- Caso o paciente possua informação multimédia resultante de outros exames, deverá existir uma aplicação capaz de auxiliar o médico a fazer o *upload* desta informação para o sistema.

Em termos de processamento, não se encontra especificado que tipo de processamento será efetuado sobre o material multimédia, nem qual será o *input* e *output* desta etapa.

Por último, é necessário que o médico tenha acesso a alguma ferramenta ou aplicação onde seja capaz de visualizar a informação multimédia e proceder à elaboração do relatório. Desta forma, o relatório não surge de fora do sistema, uma vez que é elaborado dentro do sistema.

Com a idealização do sistema *MyEndoscopy* surge a arquitetura final proposta para o sistema e ilustrada na Figura 4.8. Esta arquitetura tem como base a integração de todas as *MIVboxes* do sistema, diretamente na nuvem, facilitando a disponibilização geral da informação aos utilizadores através de um conjunto de aplicações.

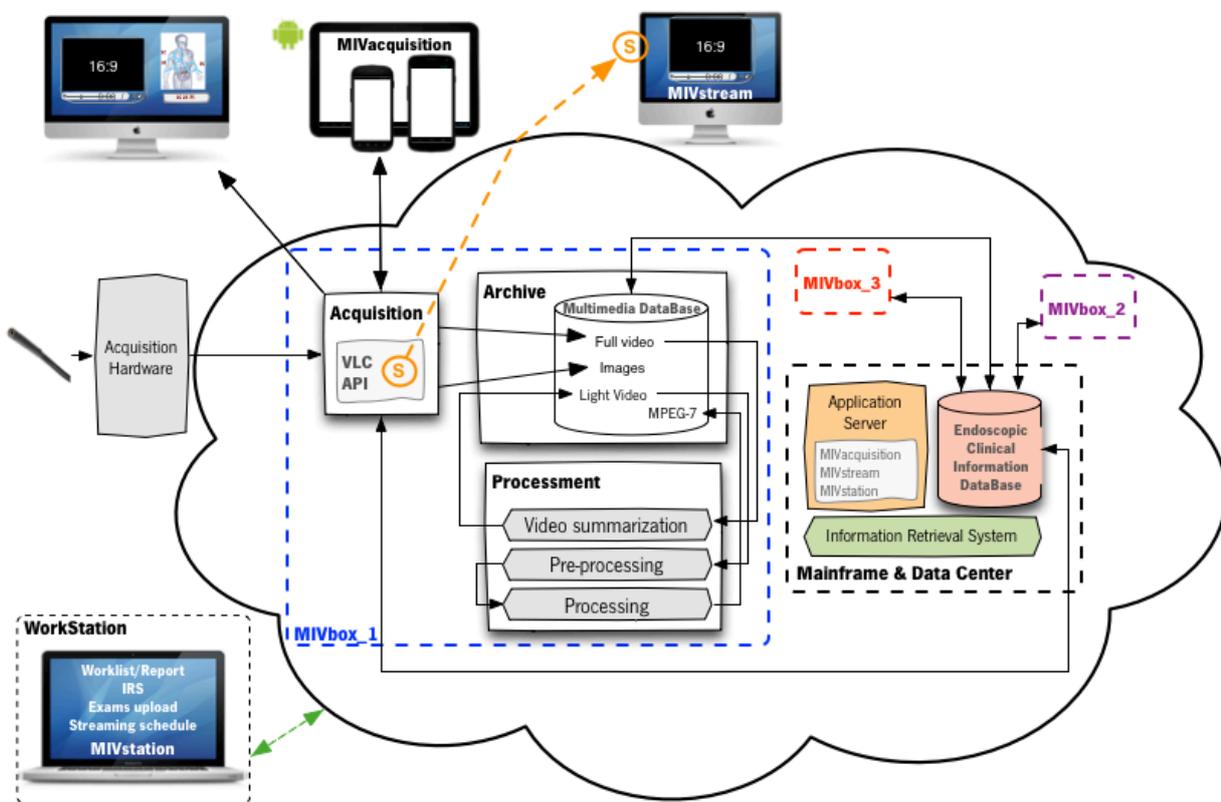


Figura 4.8 – Arquitetura proposta para o sistema *MyEndoscopy* (retirado de [26]).

No momento da realização da endoscopia, o vídeo é capturado, em tempo real, através de um *hardware* de aquisição. Este hardware está ligado diretamente a uma *MIVbox*, que irá receber o vídeo e transmiti-lo num monitor existente na sala. O profissional de saúde pode consultar informação relativa ao paciente através da aplicação *MIVacquisition*, bem como manipular as operações de aquisição do vídeo. Ao mesmo tempo, poderá ir capturando *frames* relevantes através desta aplicação. Os *frames* capturados irão aparecer no monitor, inseridos por localização no trato gastrointestinal num modelo 3D. Por vezes, por

questões clínicas ou académicas pode ser efetuado uma transmissão, em tempo real, do vídeo para outras entidades. Estas entidades podem aceder a esta transmissão através da aplicação *MIVstream*.

O material multimédia resultante da aquisição (vídeo e *frames*) é armazenado na *Multimedia Database* existente na *MIVbox*. Paralelamente, é enviada informação administrativa e clínica relativa ao exame para a *Endoscopic Clinical Information Database*.

De modo a facilitar a posterior análise e processamento do vídeo, a *MIVbox* possui um módulo de processamento que com recurso a algoritmos específicos efetua redução do vídeo capturado (*output: light video*). Após ser armazenado, o *light video* sofre um conjunto de operações de processamento com a finalidade de se extrair automaticamente as características visuais de cada *frame*. Estas características são armazenadas num ficheiro estruturado (MPEG-7 – *Multimedia Content Description Interface*).

O intuito da ligação direta entre a *Multimedia DataBase* e a *Endoscopic Clinical Information Database* é possibilitar, durante a noite do dia em que o exame foi efetuado, o envio da informação multimédia (*light video*, imagens, ficheiro MPEG-7) para armazenamento no *Data Center*. Este envio é realizado no final do dia e após as operações de processamento, de forma a não sobrecarregar o sistema durante as horas de utilização.

As operações descritas até este ponto, acontecem em cada *MIVbox* do sistema. O sistema é composto por diversas *MIVboxes* que podem fazer parte das diferentes entidades, mas que ao mesmo tempo fazem parte da nuvem.

O *Mainframe & Data Center*, tal como o nome indica, é composto por uma componente de processamento (*Information Retrieval System* e *Application Server*) e armazenamento (*Endoscopic Clinical Information Database*). Estes recursos computacionais pertencem exclusivamente à nuvem e não se encontram ligados diretamente a nenhuma entidade. As aplicações (*MIVacquisition*, *MIVstream* e *MIVstation*) encontram-se alojadas no Servidor Aplicacional e são acedidas remotamente pelos utilizadores do sistema. Através destas aplicações, o utilizador pode tirar partido das funcionalidades do Sistema de Pesquisa de Informação e visualizar/manipular informação armazenada no *Data Center* ou *MIVboxes*.

A aplicação *MIVstation* é a interface que permite aos profissionais consultar o processo do paciente, prescrever exames, agendar *streamings*, elaborar os relatórios, pesquisar casos similares, entre outras tarefas.

4.3.4 MODELO RELACIONAL

O modelo relacional criado para sustentar o funcionamento de todo o sistema tem como objetivo permitir a gestão de toda a informação envolvida na realização de um exame de endoscopia. Esta informação pode ser bastante diversificada e vai desde gestão de utilizadores e pacientes, até aos termos clínicos utilizados pelos profissionais no registo de informação relacionada com o exame.

De uma forma geral, todo o modelo relacional está orientado ao objetivo de disponibilizar o máximo de informação possível para descrever os procedimentos realizados em detalhe e para elaborar os relatórios com o máximo de informação estruturada e mínimo de texto livre.

Na Figura 4.9 é possível observar os 3 níveis de informação que caracterizam o modelo relacional e algumas das tabelas mais relevantes que se encontram em cada um dos níveis.

- Na parte superior encontra-se a informação (como utilizadores, pacientes, etc.) que tem um perfil mais idêntico à informação encontrada nos Sistemas de Informação Hospitalar (HIS).
- Por sua vez, na parte inferior, encontra-se a informação fixa que está associada a cada tipo de exame endoscópico. As tabelas e o seu conteúdo são fundamentalmente baseados na terminologia MST, uma vez que desta forma ao registar informação acerca de um procedimento, os termos que o profissional poderá utilizar serão aqueles que existirem na norma MST.
- No entanto, tanto o bloco superior como o inferior, servem fundamentalmente como apoio para que o sistema forneça informação para o utilizador fazer o registo da informação de um exame endoscópico de um paciente existente no sistema. Assim, o grande destaque do esquema vai para o bloco central, que corresponde às tabelas onde é registada a informação recolhida acerca de cada exames endoscópico realizado. Esta informação divide-se em dois grandes grupos: a parte dos dados que são registados para descrever a ato endoscópico e a parte da elaboração do relatório onde o profissional analisa as imagens e faz os seus comentários e anotações.

Segundo o referido anteriormente, os registos existentes nas tabelas da parte inferior do esquema são relativamente fixos, uma vez que representam conceitos da terminologia MST. As tabelas da parte superior do esquema também apresentam registos relativamente constantes, sendo adicionados novos registos quando existem novos profissionais ou pacientes. No que diz respeito ao bloco central, as tabelas receberam novos registos aquando da realização de cada novo exame (algumas com novos registos obrigatórios e outras com novos registos opcionais).

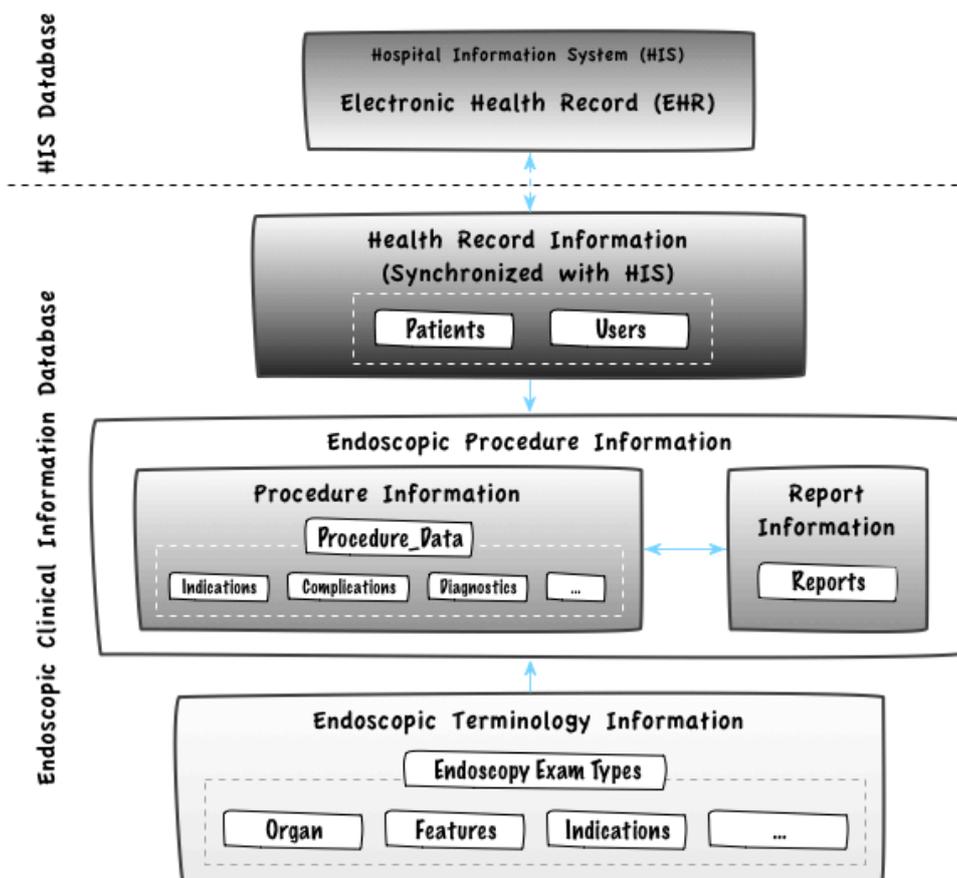


Figura 4.9 – Divisão do modelo relacional em blocos funcionais (retirado de [26]).

No topo, estão as tabelas relacionadas com a informação do HIS. A tabela dos pacientes (*PATIENTS*) possui um registo por cada paciente que já efetuou ou vai efetuar um exame endoscópico num dos dispositivos ligados ao sistema. Por sua vez, a tabela dos utilizadores (*USERS*) contém um registo para cada profissional com acesso ao sistema. Esta tabela armazena a informação básica do utilizador e informação encriptada (credenciais de acesso ao sistema). É de referir a existência também de uma tabela para o tipo de utilizadores (*USER_TYPES*), uma vez que as permissões de cada utilizadores são definidas em função do tipo de utilizador. A tabela de relação (*RELATION_USER_TYPES*) estabelece uma relação do tipo 1:n (um para muitos) com os utilizadores e com os de utilizadores, indicando que cada utilizador pode pertencer a várias categorias e cada categoria contém vários utilizadores.

Na linha horizontal média da Figura 4.10 encontram-se as tabelas que registam a informação de cada exame endoscópico efetuado. A tabela que regista os dados de cada exame realizado (*PROCEDURE_DATA*) reúne informação de diversas tabelas do modelo relacional e é através desta tabela que é possível chegar a toda a informação associada a um exame. A nível de informação não clínica, existem dados simples como a cama onde se realizou o procedimento, ou a data, mas existem

também relações (chaves estrangeiras) com outras tabelas como o identificador do paciente (PATIENTS) ou o identificador do examinador (USER). Esta tabela contém também uma coluna com a indicação do consentimento, por parte do paciente, para disponibilizar o material multimédia para efeitos de investigação (RESEARCH_ENABLED).

Cada registo da tabela de exames efetuados, corresponde a um exame endoscópico de um tipo específico (e.g. endoscopia digestiva alta, colonoscopia). Esta indicação do tipo de exame endoscópico é determinada pela relação com a tabela de tipos de exames (ENDOSCOPY_EXAM_TYPES).

A informação clínica associada a cada exame efetuado não é guardada na tabela principal (PROCEDURE_DATA), mas sim em tabelas que relacionam esse exame com os termos clínicos (e.g. RELATION_PROCEDURE_INDICATIONS). Os termos clínicos relacionados são aqueles que foram escolhidos pelos profissionais envolvidos, de entre a lista de termos disponíveis na tabela MST em causa (INDICATION). Na Figura 4.10, este tipo de relações apenas surge com um exemplo, ou seja, a relação do exame com as indicações escolhidas. No entanto, existem mais dados clínicos que o profissional pode escolher, sendo que para cada tabela da parte MST onde sejam selecionados dados para associar ao exame, existe uma tabela de relação diferente (e.g. RELATION_PROCEDURE_COMPLICATIONS ou RELATION_PROCEDURE_DIAGNOSTICS).

Por último, cada registo da tabela dos exames realizados (PROCEDURE_DATA) contém também a ligação (do tipo 1 para 1, indicando que cada relatório é único para cada exame) à tabela de relatórios (REPORTS), que por sua vez tem a informação do relatório produzido pelo profissional para o exame em causa.

A linha horizontal inferior da Figura 4.10 representa apenas um pequeno extrato da parte do modelo que relacional que contém tabelas com dados clínicos de referência, na sua maioria, oriundos da terminologia MST.

Na Figura 4.11 é ilustrada por completo, a parte do modelo relacional com os dados clínicos de referência. Toda a estrutura está montada com o objetivo de que cada tipo de exame (ENDOSCOPY_EXAM_TYPES) tenha associada toda a informação clínica que pode ser relevante para um exame desse tipo. Assim, existe informação associada a cada tipo de exame através de relações no modelo relacional, o que permite que na utilização da aplicação, surja para seleção apenas a informação pertinente para o exame que está a ser realizado. No entanto também existe informação clínica geral que

pode ser aplicada a qualquer exame, como por exemplo as complicações (COMPLICATIONS) ou os procedimentos utilizados (PROCEEDINGS).

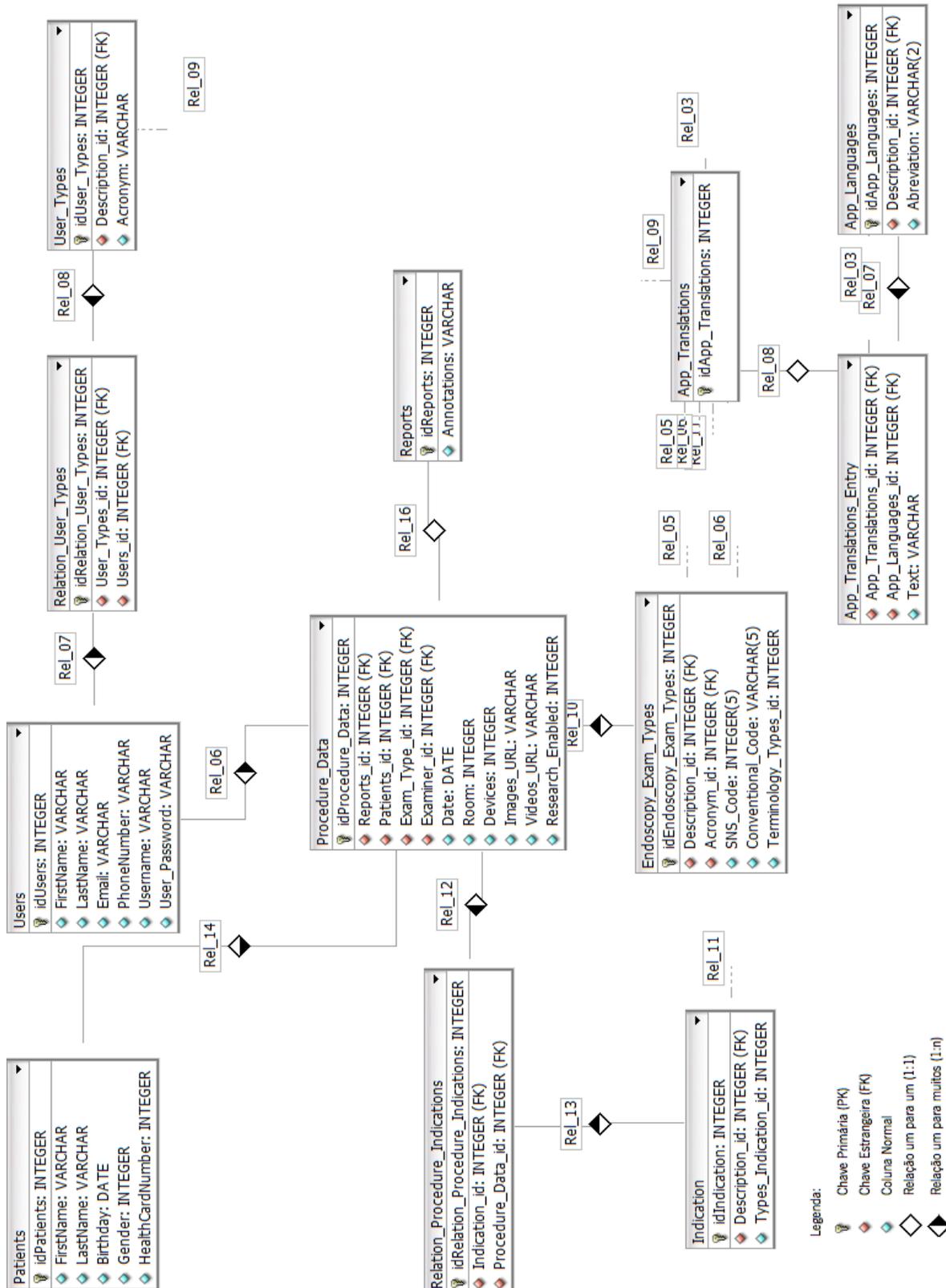


Figura 4.10 – Modelo relacional geral da Endoscopic Clinical Information Database.

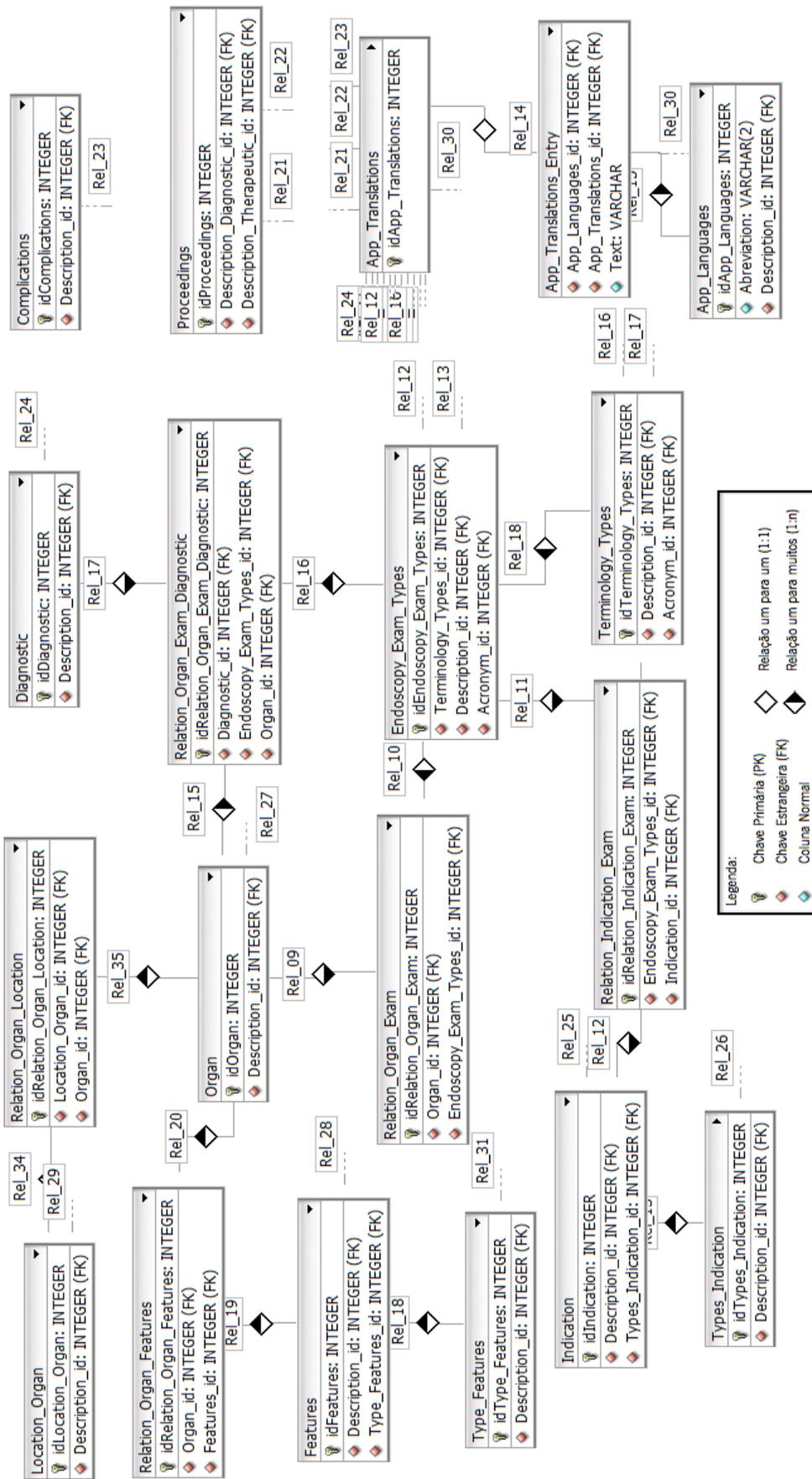


Figura 4.11 – Modelo Relacional completo para os dados clínicos de referência.

No que diz respeito às informações que variam em função do exame, a tabela dos tipos de exames (ENDOSCOPY_EXAM_TYPES) começa por estar ligada a uma tabela de relação com os órgãos envolvidos (RELATION_ORGAN_EXAM), ou seja, cada exame poderá abranger mais do que um órgão, da mesma forma que um órgão poderá ser analisado em mais do que um exame. Por sua vez, os órgãos (ORGAN) estão relacionados com a sua localização (LOCATION_ORGAN) também através de uma tabela de relações (RELATION_ORGAN_LOCATION), uma vez que existem órgãos que pertencem a dois blocos anatómicos. Ainda no que diz respeito aos órgãos (ORGAN), uma outra relação, mais relevante em termos clínicos, é a relação com as características (FEATURES) que determina a lista de características associáveis a cada órgão e, conseqüentemente, a cada exame.

Cada tipo de exame (ENDOSCOPY_EXAM_TYPES) está relacionado também com um número variável de indicações (INDICATIONS), pelo que existe uma tabela de relação entre tipo de exame e indicações (RELATION_INDICATION_EXAM). Mais uma vez este tipo de associação é importante para que no momento em que o profissional está a preencher a informação para um exame que vai efetuar, a informação que pode seleccionar já esteja filtrada por tipo de exame.

A última relação importante da tabela dos tipos de exames (ENDOSCOPY_EXAM_TYPES) é a associação com os diagnósticos possíveis para esse exame (RELATION_ORGAN_EXAM_DIAGNOSTIC). Esta tabela de relações, estabelece também a associação com o órgão (ORGAN) do exame para o qual cada diagnóstico (DIAGNOSTIC) está a ser indicado. Ou seja, para cada órgão analisado num tipo de exame, existe um grupo distinto de diagnósticos associados. Desta forma, ao utilizar a aplicação para elaborar o relatório, o médico terá automaticamente disponíveis os diagnósticos possíveis para o exame em causa em função do órgão em que foi detetada uma patologia.

Um último aspeto que importa destacar em relação ao modelo relacional proposto é facto de todos os campos textuais (de todas as tabelas) que sejam suscetíveis de aparecer na interface de qualquer aplicação do sistema, estão definidos como sendo apenas um identificador (chave estrangeira) que aponta para uma tabela de traduções (APP_TRANSLATIONS). Cada entrada desta tabela consiste num apontador para uma tabela (APP_TRANSLATIONS_ENTRY) com textos traduzidos em todas as linguagens suportadas pelo sistema (APP_LANGUAGES). Ao utilizar o modelo relacional as aplicações

podem utilizar linguagens diferentes em qualquer momento, indicando apenas nas suas *queries* o identificador da linguagem que estão a utilizar.

4.4 INTERAÇÕES: PACIENTE-MÉDICO-MÁQUINA

Nesta secção, encontram-se representadas as diferentes interações existentes no sistema. Os diagramas aqui exibidos são denominados por Diagramas de Caso de Uso (em inglês, *Use case*) e são diagramas standard na UML (*Unified Modeling Language*). Estes diagramas servem unicamente para representar os diferentes conjuntos de comportamentos de alto nível que o sistema realiza consoante os diferentes cenários e seus intervenientes. O modo como o sistema está organizado internamente, não compromete a criação destes diagramas, pois a sua função é mostrar qual a finalidade do sistema, capturando as funcionalidades/comportamentos do ponto de vista dos utilizadores, sem ter de especificar como esse comportamento é implementado [99].

Os elementos da UML presentes nestes diagramas são [99]:

- Linha que define a fronteira do sistema (entre o sistema físico e os atores que com ele interagem);
- Atores/Intervenientes (fora do sistema);
- Casos de uso (dentro do sistema);
- Associação de interação entre os atores e casos de uso.

No caso presente existem três tipos de intervenientes/atores:

- Paciente;
- Médico/Médico que executa o exame/Investigador;
- “Agente de Software” (a máquina).

Como se poderá ver mais à frente o Paciente interage unicamente com o médico, enquanto o médico além de interagir com o paciente também interage com o “agente de software” e vice-versa. Apesar de nos diagramas de caso uso não estar implícito as interações entre o Médico e “Agente de Software”, elas existem.

Destas interações, resultam cinco processos:

- Consulta Pré-exame (Figura 4.12);

- Execução do exame (Figura 4.13);
- Estudo do exame (Figura 4.14);
- Consulta Pós-exame (Figura 4.15);
- Investigação (Figura 4.16).

4.4.1 CONSULTA PRÉ-EXAME

Após o aparecimento de sintomas, o paciente dirige-se ao médico para uma consulta. No momento da execução da consulta médica dá-se a primeira interação Médico-Paciente. O médico tem acesso à informação clínica do paciente e pode adicionar nova informação relativa aquela consulta ou editar a informação já existente. Com o evoluir da consulta, o médico pode prescrever alguns exames complementares afim de validar as hipóteses de diagnóstico, criando no sistema um novo episódio relativo ao exame a ser prescrito. O médico interage com o “agente de software” aquando da realização dos dois procedimentos inumerados anteriormente. Das duas vezes, o “agente de software” recebe os dados do paciente e da marcação de um novo exame, associa tanto a informação clínica como o(s) exame(s) ao registo clínico do paciente, codifica todos os dados e armazena-os na base de dados correspondente.

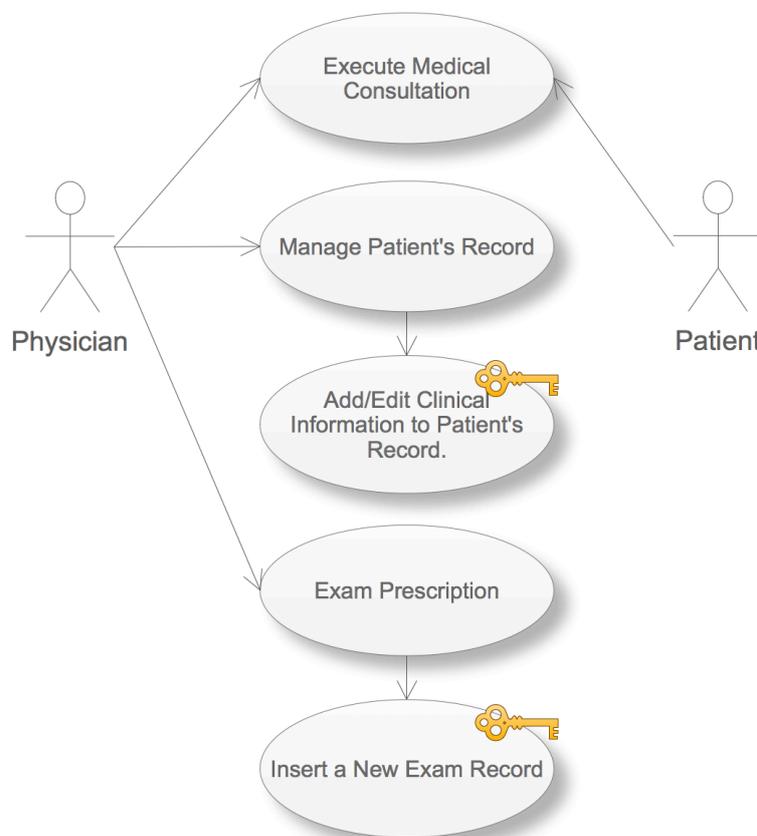


Figura 4.12 – Diagrama caso uso – consulta pré-exame (retirado de [26]).

4.4.2 EXECUÇÃO DO EXAME

Podendo ou não ser o mesmo Médico, que realizou a pré-consulta, o médico tem acesso à sua *worklist*, através de uma aplicação. Consoante a sua lista de trabalhos e os pacientes nela inseridos, o médico seleciona o paciente seguinte e visualiza a sua informação clínica mais relevante, para o exame que irá realizar. Dá-se a interação entre o Médico e o Paciente no momento da execução do exame.

No final, o Médico, adiciona ou edita a informação clínica presente no processo do paciente ou simplesmente adiciona alguma informação que ache relevante acerca do exame. O material resultante do exame (imagens, vídeo) é também adicionado. Mais uma vez, o “agente de software” recebe toda a informação, associa ao registo correto, codifica e armazena.

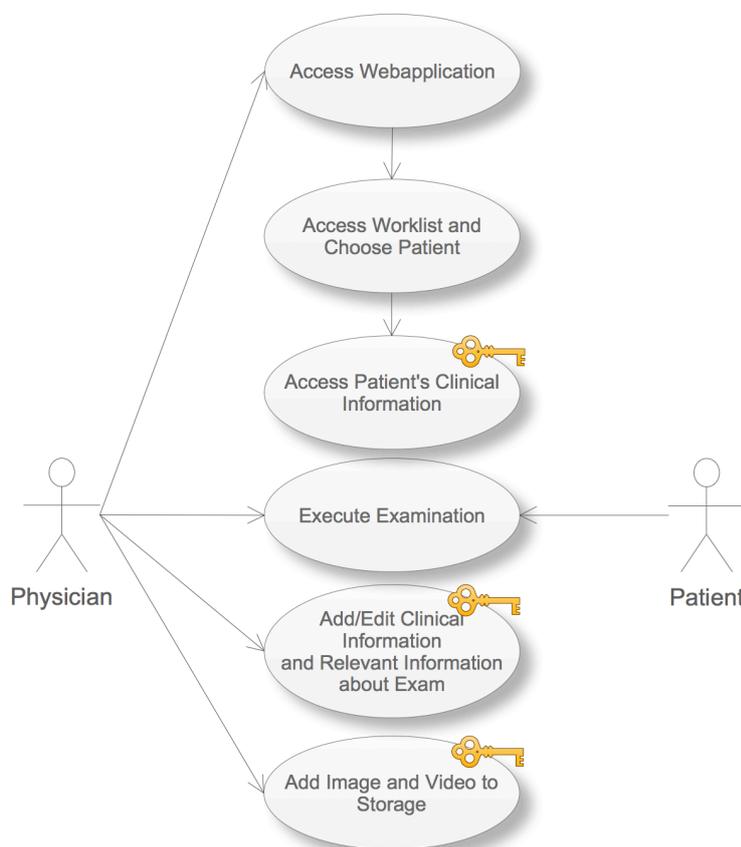


Figura 4.13 – Diagrama caso uso – execução do exame (retirado de [26]).

4.4.3 ESTUDO DO EXAME E EXECUÇÃO DO RELATÓRIO

Após a execução do exame, o médico examinador, necessita de fazer o relatório do exame. Através de uma aplicação, o médico tem acesso à sua *worklist*, onde seleciona o caso para o qual pretende fazer o relatório. A visualização e preenchimento do relatório ocorre na interface da aplicação.

De forma a chegar ao diagnóstico correto ou simplesmente descartar qualquer tipo de doença, o médico tem acesso às imagens e vídeos capturados durante o exame ou pode simplesmente pesquisar casos similares. Após a elaboração do relatório e de alguma documentação acessória ao exame, o Médico envia esta informação para o sistema, havendo nova interação com o “agente de software”, que recebe a informação, associa ao registo do paciente, codifica e armazena.

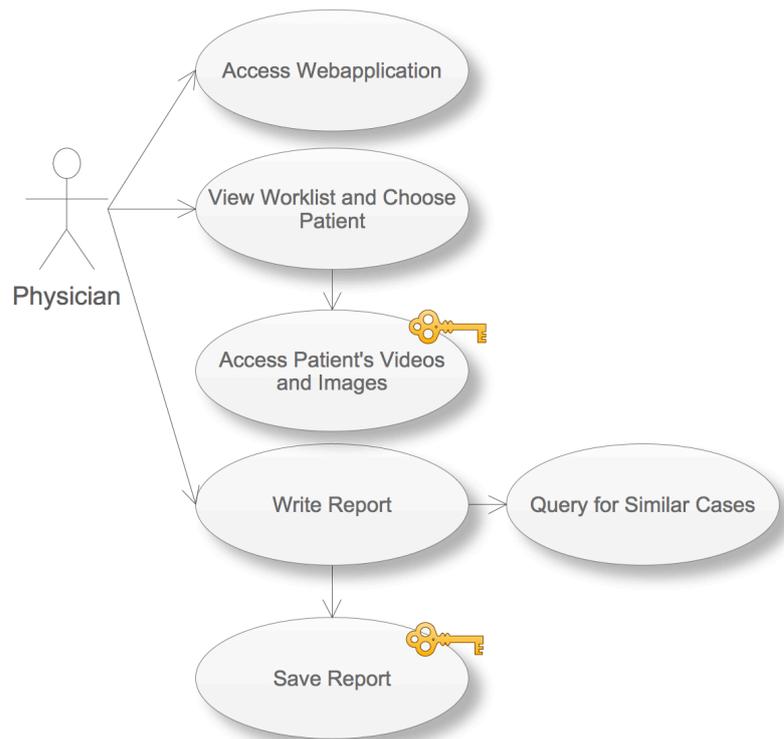


Figura 4.14 - Diagrama caso uso – estudo do exame e execução do relatório (retirado de [26]).

4.4.4 CONSULTA PÓS-EXAME

Após a realização do exame, o Paciente tem uma nova interação com o médico que prescreveu o exame. O objetivo desta consulta é o médico comunicar os resultados do exame. O médico acede ao registo do paciente e visualiza o relatório resultante do exame. Interage com o Paciente para o informar e pode acrescentar alguma informação extra que ache relevante para o registo, assim como as suas conclusões sobre o caso. As informações/conclusões são recebidas pelo “agente de software” que mais uma vez adiciona, associa, codifica e armazena a informação no registo do paciente. Caso o médico não prescreva novos exames e chegue ao diagnóstico, pode optar concluir/fechar aquele episódio.

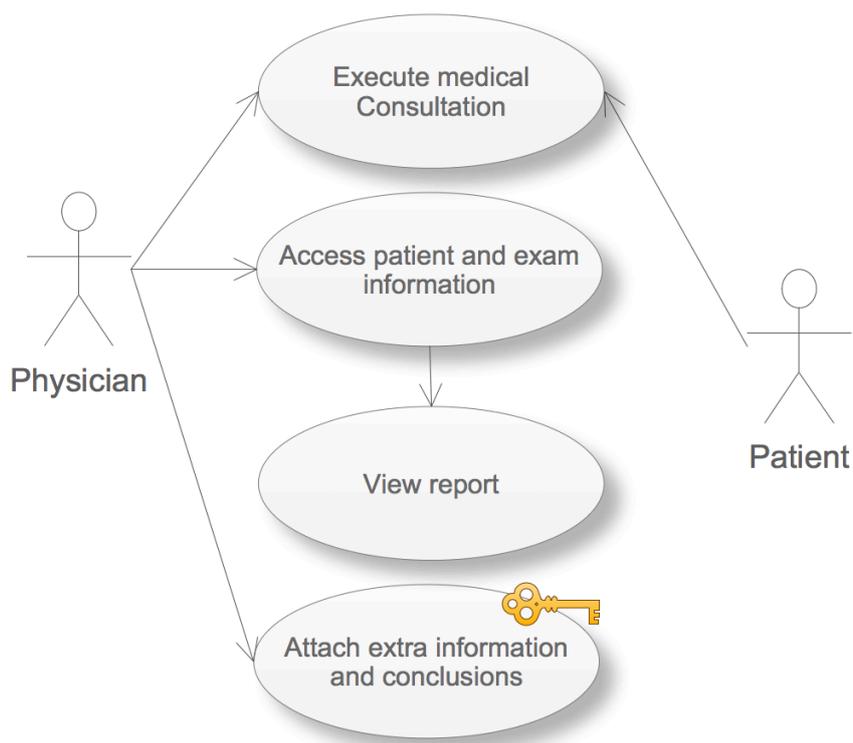


Figura 4.15 – Diagrama caso uso – consulta pós-exame (retirado de [26]).

4.4.5 INVESTIGAÇÃO

Por vezes, pode surgir um novo ator denominado Investigador, que consoante o seu nível de acesso pode aceder a determinada informação, havendo sempre preservação do anonimato do paciente. Esta informação pode ser requisitada com a finalidade de, e.g. comparar casos similares, fazer estudos estatísticos, estudo de diagnósticos, processamento das imagens de modo a desenvolver novos métodos de análise das imagens ou algoritmos de deteção automática.

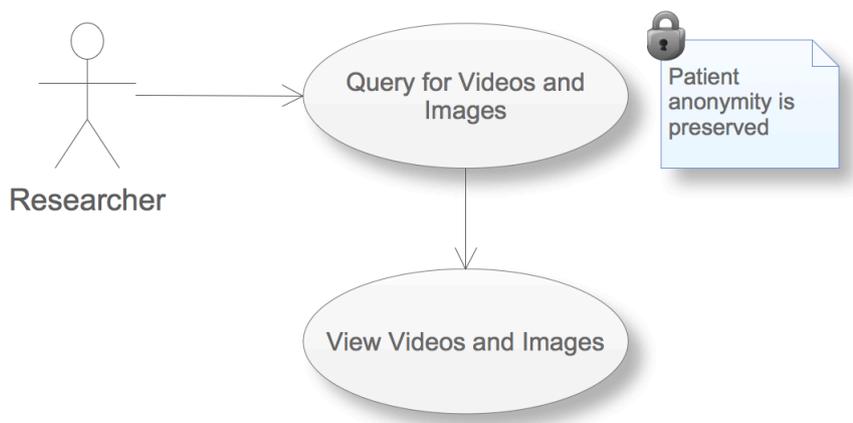


Figura 4.16 – Diagrama caso uso – investigação (retirado de [26]).

CAPÍTULO 5

AQUISIÇÃO, *STREAMING* E

ARQUIVO

5.1 AQUISIÇÃO

5.1.1 OBTENÇÃO DA IMAGEM

Antes de ser realizado qualquer tipo de processamento sobre o vídeo ou sobre a imagem, em primeiro lugar deve-se começar por capturar esse mesmo vídeo ou imagem através de uma câmara (endoscópio/gastroscópio) [98].

Como já referido na secção 2.1.3.2 do Capítulo 2, num sistema vídeo endoscopia, a captura da imagem é realizada com recurso a um *chip* (CCD) que se encontra alojado na ponta distal do endoscópio, sendo posteriormente transmitida eletronicamente [38].

Com base nos sistemas de vídeo endoscopia existentes no mercado (Apêndice B - Sistemas endoscópicos – Características), geralmente, o *hardware* escolhido para aquisição do vídeo, utiliza por base o mesmo tipo de componentes (Apêndice C - Constituintes de um sistema de vídeo endoscopia) (Figura 5.1).

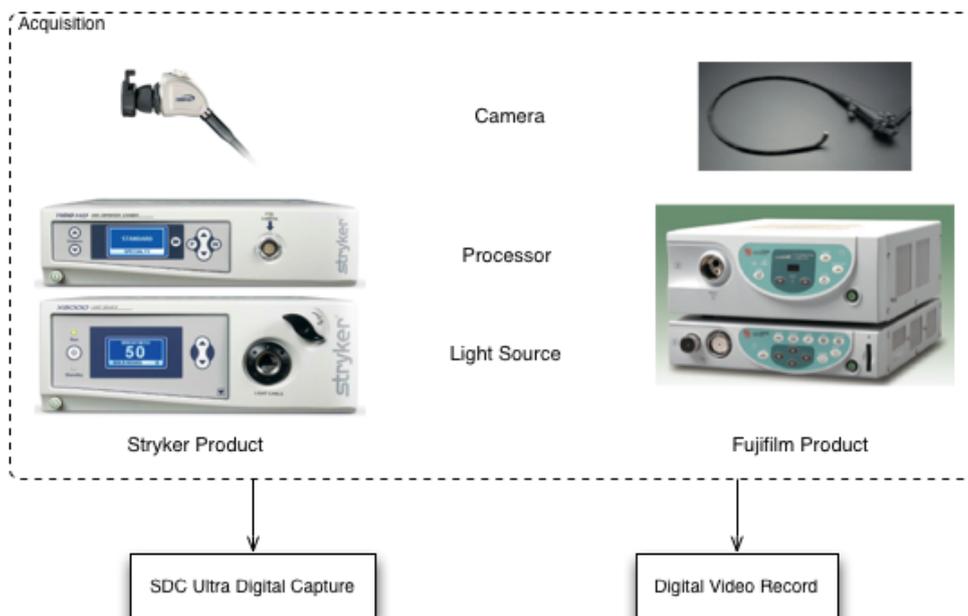


Figura 5.1 – *Hardware* utilizado para aquisição do vídeo endoscópico existente no mercado (retirado de [67] e de [100]).

O conjunto formado por endoscópio, fonte de luz e processador, é responsável pela captura do vídeo/imagem. A objetiva existente na ponta do endoscópio foca uma imagem de reduzidas dimensões sobre a superfície fotossensível do CCD. A superfície da mucosa é iluminada com recurso à fonte de luz existente no endoscópio. Independentemente do sistema utilizado para reconhecer a cor (Sequencial ou não sequencial, como já referido na secção 2.1.3.2.3 do Capítulo 2), o sinal elétrico capturado através do

CCD é transmitido para o processador, que por sua vez irá processá-lo e transformá-lo numa imagem (Figura 5.2).

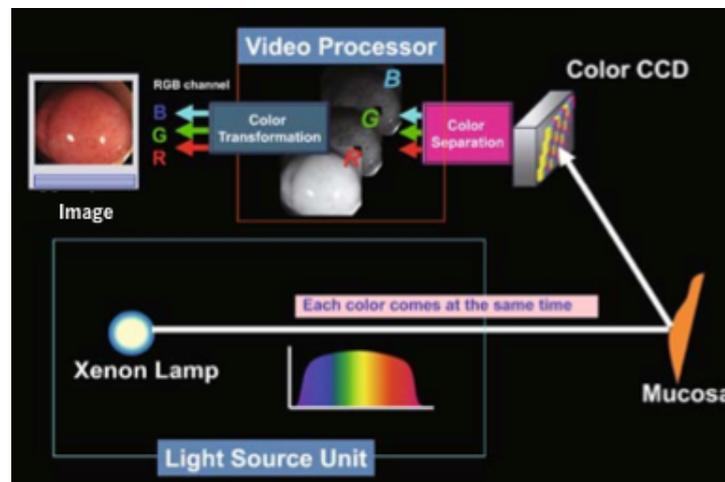


Figura 5.2 – Funcionamento básico do sistema de aquisição (adaptado de [101]).

5.1.2 CARACTERÍSTICAS DO VÍDEO OBTIDO

Através da pesquisa efetuada sobre os sistemas de vídeo endoscopia (Apêndice B - Sistemas endoscópicos – Características), é possível verificar que as principais características do vídeo, que se devem ter em conta após a sua aquisição, são:

- Resolução;
- Formato de codificação da cor;
- Formato de vídeo;
- Tipo de output do dispositivo.

Estas características variam em função do dispositivo utilizado, sendo que não é possível dizer com certeza, qual o conjunto restrito de características padrão que são adotadas pela maioria dos equipamentos, pois a constante evolução tecnológica e as divergências entre os diferentes produtores de equipamentos têm levado à adoção de características não uniformizadas.

5.1.3 PLACA DE AQUISIÇÃO DE VÍDEO: *INTENSITY SHUTTLE USB 3.0*

Um dos requisitos do *MyEndoscopy* é garantir que este consiga adquirir o vídeo e realizar todas as tarefas posteriores, independentemente dos aparelhos utilizados para a aquisição do vídeo.

Devido ao referido na secção anterior e de forma a cumprir este requisito, foi necessário procurar no mercado um equipamento de aquisição de vídeo, capaz de fazer a ponte entre o sistema e os diferentes dispositivos de captura do vídeo endoscópico. Ou seja, este equipamento de aquisição deve suportar todas as características do vídeo, que de modo previsível, possam ser utilizadas pelos diferentes fabricantes, para produzir o seu vídeo endoscópico.

No “Apêndice L - Material - Placas de Aquisição” é apresentado um conjunto de placas de aquisição existentes no mercado. A placa escolhida para fazer parte do sistema é a *Intensity Shuttle usb 3.0* (Figura 5.3) da empresa *Blackmagic Design*. A escolha desta placa de aquisição baseou-se nas necessidades do sistema, uma vez que foi a opção que mostrou ter um conjunto de características mais apropriadas para cobrir os requisitos existentes. Destacam-se as seguintes características:

- Vários Inputs e Outputs de Vídeo analógico e digital;
- Vários formatos HDMI suportados;
- Vários formatos SD e HD suportados.



Figura 5.3 – Placa de aquisição *Intensity Shuttle usb 3.0* (retirado de [102]).

Para maior detalhe acerca das características da placa, consultar o “Apêndice L - Material - Placas de Aquisição”.

Apesar das placas da *Matrox* cumprirem os requisitos necessários, ao serem comparadas com as placas da *Blackmagic*, apresentam maiores dimensões e a nível económico são mais dispendiosas.

5.1.4 INTERLIGAÇÕES DO HARDWARE QUE CONSTITUI O SISTEMA

Os sistemas endoscópicos existentes no mercado (Apêndice B - Sistemas endoscópicos – Características), têm um conjunto de componentes para realizar as mais variadas tarefas. No “Apêndice M - Interligações

dos diversos componentes dos sistemas de vídeo endoscopia existentes no mercado”, é apresentado o diagrama de interligações entre os diferentes componentes de hardware, para alguns dos principais sistemas de vídeo endoscopia.

Uma vez, que se pretende conceber um sistema capaz de fazer aquisição, tratamento, arquivo e difusão dos exames endoscópicos, é necessário dotar o sistema de uma “ponte universal” entre os componentes que permitem a captura da imagem (Figura 5.1) e os restantes componentes genéricos do sistema. Estes componentes genéricos visam substituir qualquer equipamento adicional, que esteja incorporado nos sistemas de vídeo endoscopia comerciais, de forma a tornar o sistema mais vantajoso para a integração com outros sistemas.

Como se pode visualizar na Figura 4.5, a placa de aquisição (*Intensity Shuttle usb 3.0*) encontra-se ligada ao hardware de captura da imagem e à *MIVbox* (onde podem ser realizadas as operações de tratamento e arquivo). Por sua vez a *MIVbox* estabelece conexão com o dispositivo de visualização, onde o médico pode acompanhar, em tempo real, o procedimento.

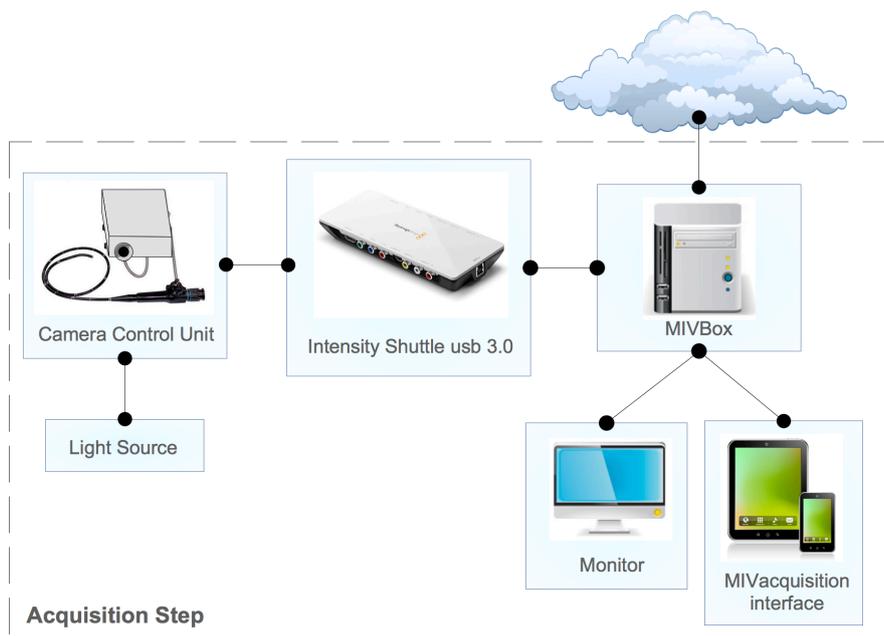


Figura 5.4 – Interligações entre componentes do sistema proposto (retirado de [26]).

Na Figura 5.5 encontram-se a esquemática dos *inputs* e *outputs* da placa de aquisição. Geralmente, o vídeo é recebido através de um sinal analógico (e.g. *S-video*, *composite*, *component*), apesar de já existirem sistemas no mercado cuja ligação pode ser feita através de HDMI (do inglês, *High-Definition Multimedia Interface*). A ligação à *MIVbox* será efetuada através da utilização do *usb 3.0*.

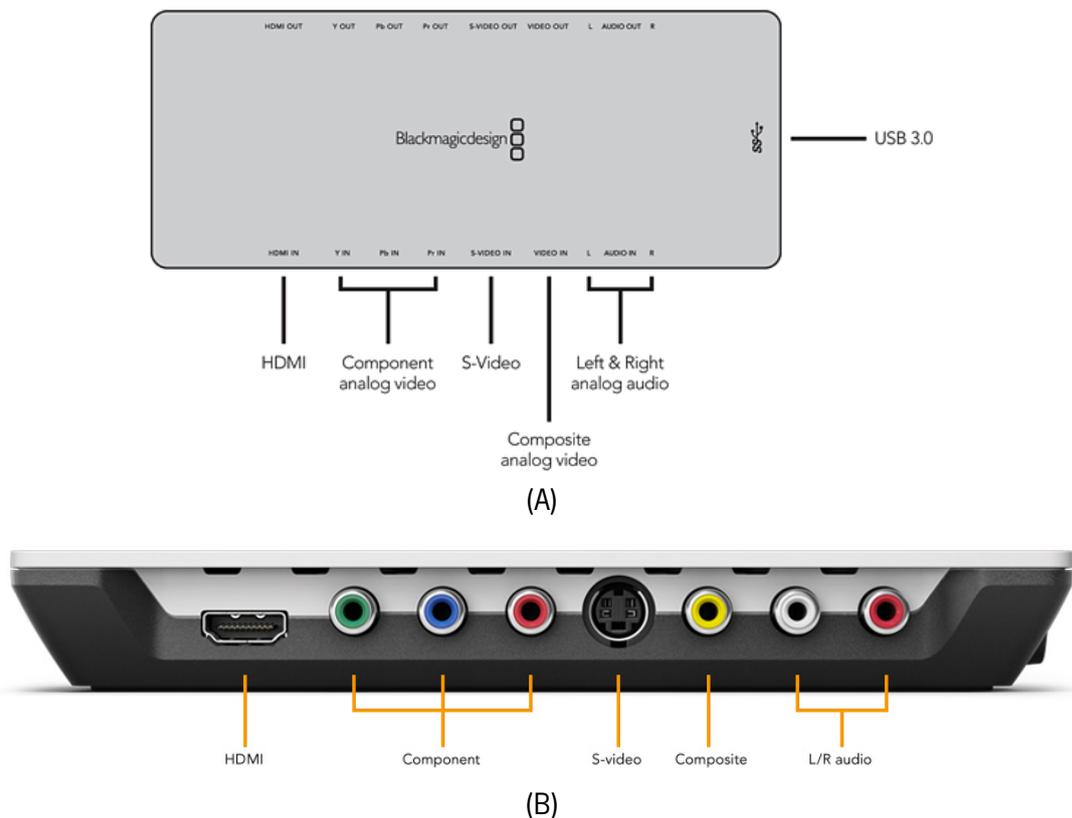


Figura 5.5 – Intensity Shuttle usb 3.0 (retirado de [102]).

Outro requisito importante do *MyEndoscopy*, é assegurar a portabilidade da componente genérica, ou seja construir um protótipo (Figura 5.6) cujas dimensões sejam reduzidas (computador *mini box*, e.g. *Mini ITX Case*) face às torres endoscópicas existentes. O *tablet* ou *smartphone* é utilizado para aceder a uma aplicação que permite gerir algumas das operações realizadas sobre o vídeo, durante o exame.



Figura 5.6 – Sistema genérico que se pretende construir e adaptar a uma sala de exame (retirado de [26]).

5.1.5 MIVACQUISITION

De modo a completar o conjunto de componentes apresentados anteriormente foi concebida uma aplicação capaz de ajudar os médicos no momento da aquisição do exame.

Esta aplicação, denominada por *MIVacquisition*, estará disponível através de uma aplicação *Android* e terá como mecanismo de segurança um sistema de *login* (Figura 5.7 - A), idêntico ao sistema de autenticação do sistema em geral. O objetivo desta aplicação será substituir qualquer teclado/rato ou pedal (cuja tarefa é desencadear a operação de captura e armazenamento do *frame*) existente nos sistemas tradicionais. Para tal, de momento existe a possibilidade de substituir o pedal, por possíveis comandos de voz ou de movimento. O teclado/rato, que são utilizados para controlar a aquisição e gravação do vídeo, são substituídos pelo *tablet* ou *smartphone*.

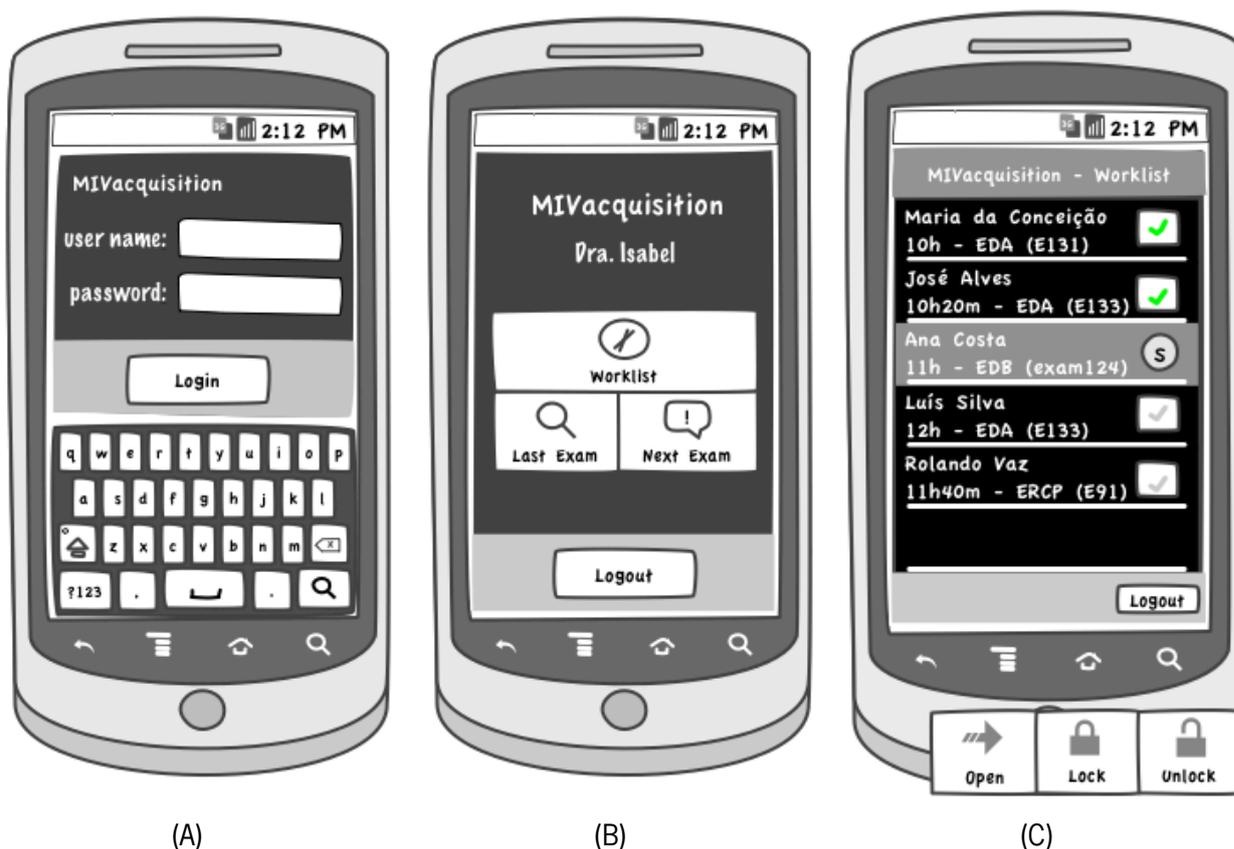


Figura 5.7 – Modelos propostos para a aplicação *MIVacquisition*. (A) Autenticação, (B) Menu principal, (C) *Worklist* do médico (retirado de [26]).

Nesta aplicação, o médico a partir de um menu (Figura 5.7 – B) tem acesso à sua *worklist* (Figura 5.7 – C), onde pode visualizar os dados do paciente (Figura 5.8 – A) que irá efetuar o exame. Durante o exame, esta aplicação disponibiliza ao médico meios para manipular a aquisição de vídeo (*start*, *pause* e *stop*

record) (Figura 5.8 - B), bem como, no final do exame, meios para visualizar os *frames* capturados (Figura 5.8 – C e D).

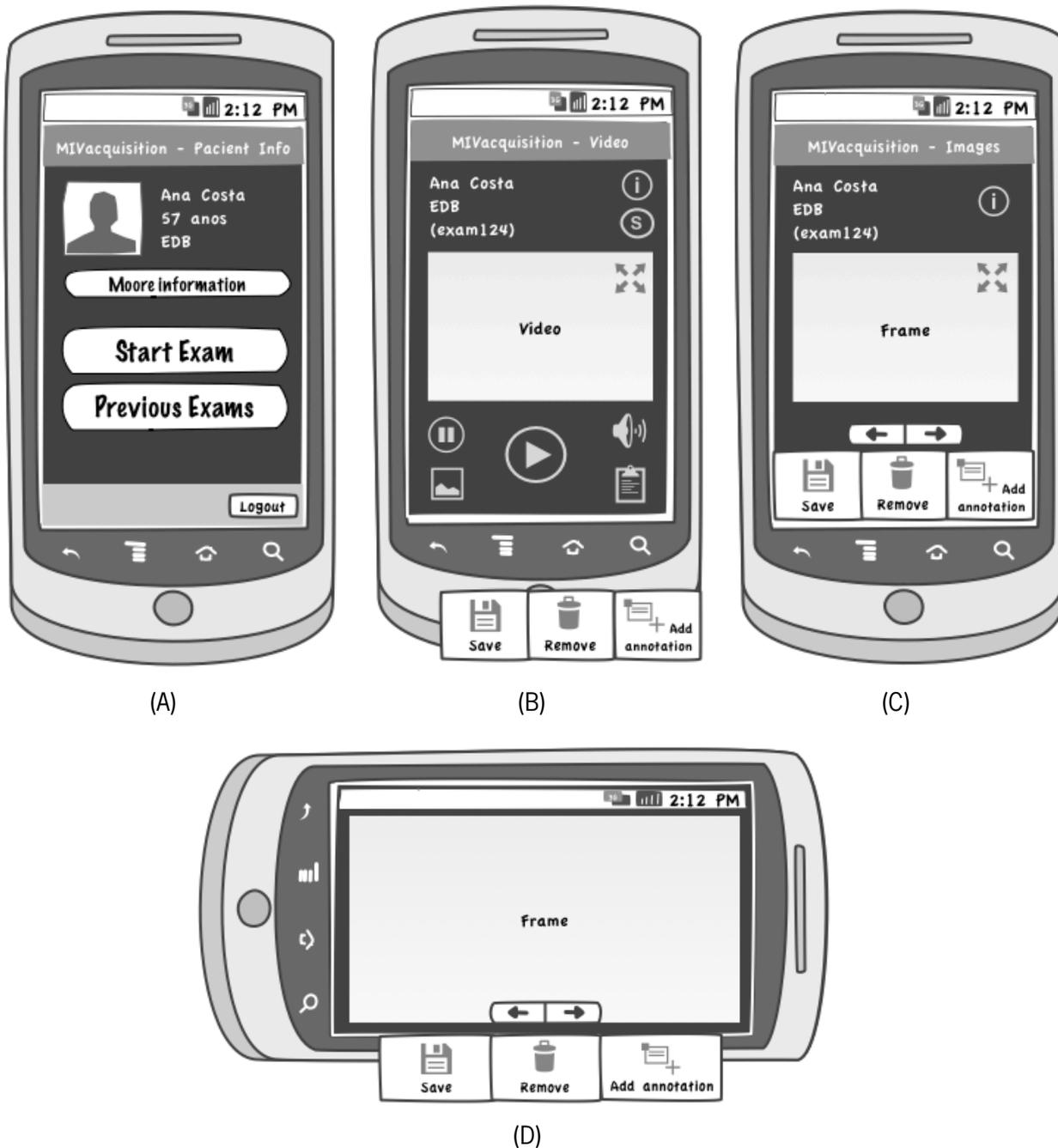


Figura 5.8 – Modelos propostos para a aplicação *MIVacquisition*. (A) Ficha do paciente, (B) Ecrã da captura do vídeo, (C e D) Ecrã para visualização dos *frames* capturados durante o exame (retirado de [26]).

Aquando o início do desenvolvimento de uma nova interface, mais propriamente no caso da aplicação *MIVacquisition*, foi essencial definir a forma como esta aplicação ia ser implementada e tecnologias escolhidas para a desenvolver.

O *Android* é um Sistema Operativo (SO) para dispositivos móveis e é baseado numa versão modificada do *Linux* [103] [104]. O desenvolvimento da aplicação *MIVacquisition* foi efetuado sobre a API do *Java* (*Java* SDK), ou seja a aplicação foi desenvolvida na linguagem de programação *Java*, com recurso ao *Android* SDK (*Software Development Kit*).

Questões tecnológicas acerca do *Android* e modo de desenvolvimento de uma nova aplicação não serão abordadas neste documento. Existem publicamente acessíveis imensos recursos sobre este assunto.

Na Figura 5.9 é possível visualizar os ecrãs que correspondem ao ecrã de autenticação, à *worklist* do médico e à ficha do paciente.

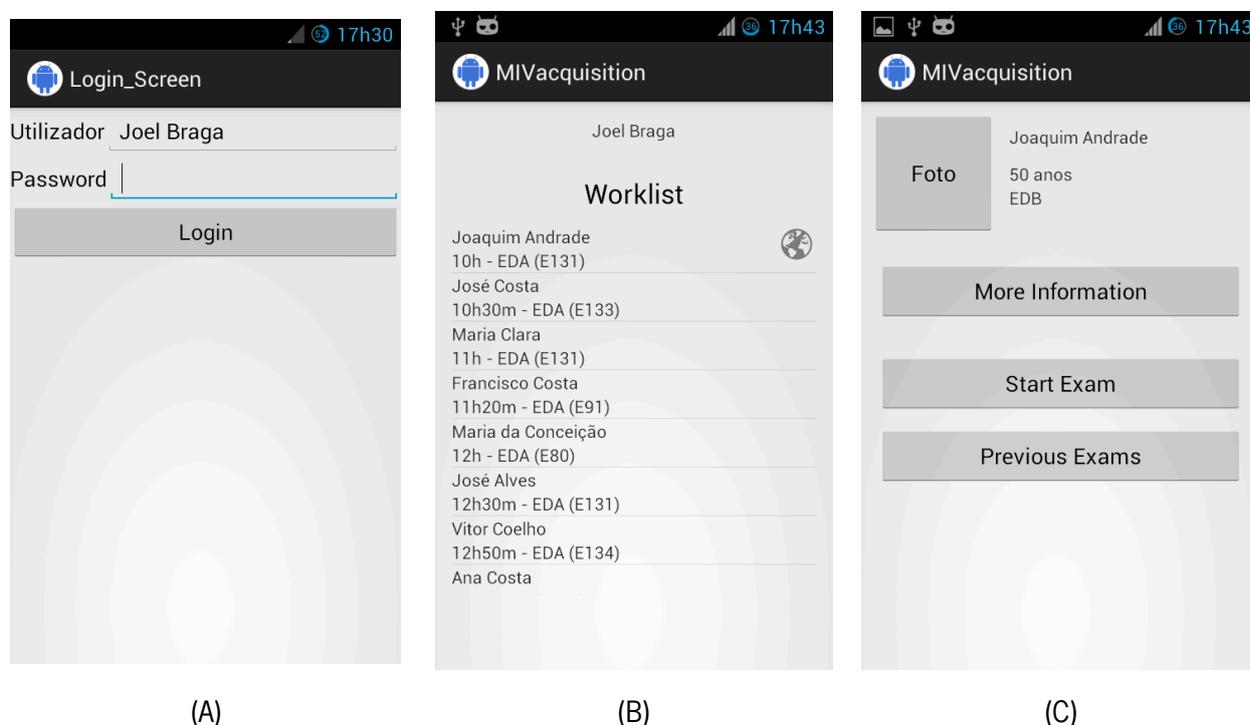


Figura 5.9 – Aplicação *MIVacquisition*, (A) Autenticação, (B) *Worklist* do médico, (C) Ficha do Paciente (retirado de [26]).

Os ecrãs correspondentes às interfaces de captura do vídeo e visualização dos *frames*, encontram-se na Figura 5.10.

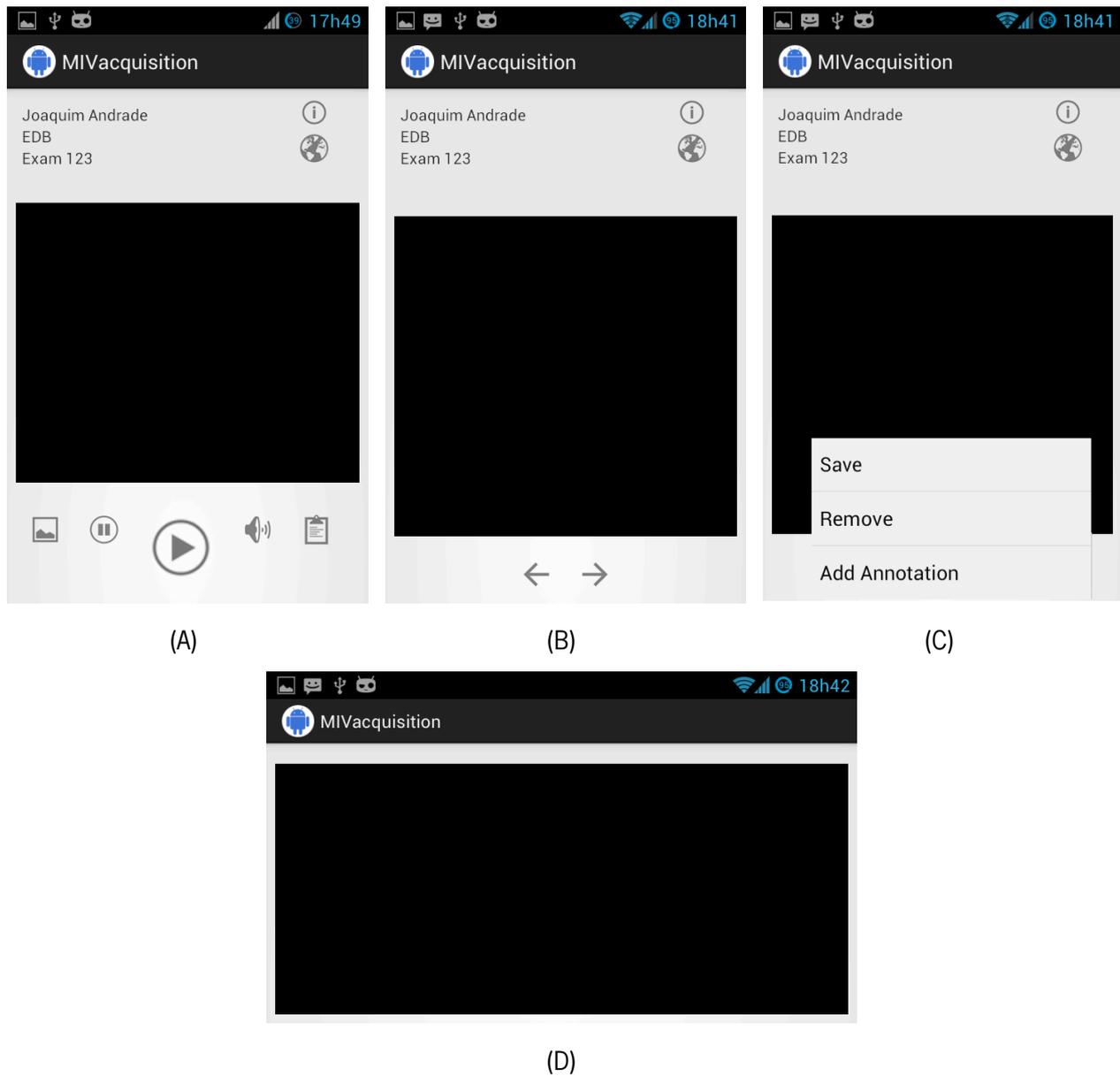


Figura 5.10 – Aplicação *MIVacquisition*, (A) Ecrã da captura do vídeo, (B) Ecrã para visualização dos *frames* capturados durante o exame, (C) Menu de opções do ecrã (B), (D) Ecrã de visualização dos frames em *full screen* (retirado de [26]).

Esta aplicação ainda será dotada de um modelo 3D do sistema digestivo, cujo o objetivo é mostrar ao médico a localização no trato digestivo dos *frames* capturados durante o exame (Figura 5.11). Os *frames* capturados poderão aparecer no modelo através do reconhecimento por voz das palavras chaves relativas às localizações ditas pelo médico durante o exame. Outra funcionalidade a implementar será recorrer a técnicas de processamento de imagem para extrair as características (e.g. textura) de cada *frame* capturado e deste modo detetar automaticamente a zona anatómica a que pertence.

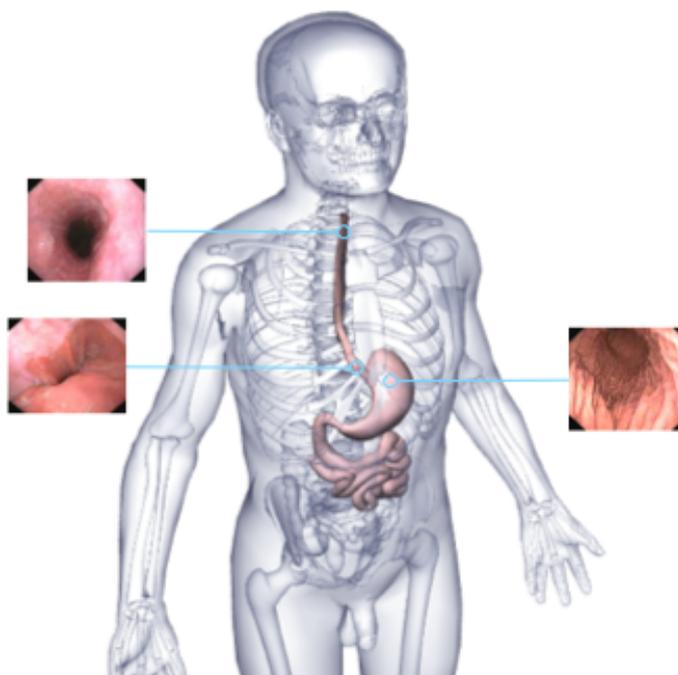


Figura 5.11 – Representação do sistema digestivo em 3D e *frames* capturados (modelo 3D anatômico retirado de [105]).

No caso de se optar pela implementação do reconhecimento por voz das palavras chaves relativas às localizações dos *frames* capturados, o médico pode acompanhar no ecrã que se encontra na sala de exame, os *frames* e a sua localização num modelo 3D com o trato digestivo em destaque (Figura 5.12). Adotando a interface já existente para o ecrã, onde é reproduzido o vídeo em tempo real, foi acrescentado o modelo 3D para o médico poder acompanhar. No final do exame, caso o monitor seja *touch*, o médico pode clicar em cada imagem para a abrir, podendo apaga-la ou validar a sua localização.

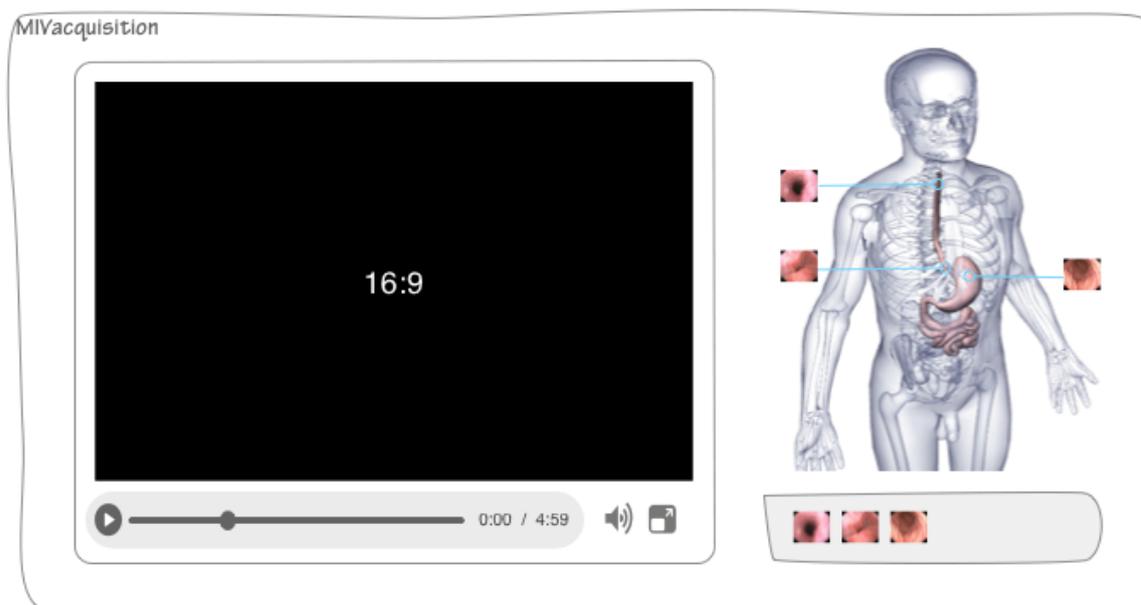


Figura 5.12 – Modelo proposto para a Interface que aparece no ecrã presente na sala (retirado de [26]).

5.2 *STREAMING*

5.2.1 CONCEITOS

O *streaming* é uma metodologia de transmissão de informação multimédia, em tempo real, numa rede de computadores. O principal objetivo é permitir que o cliente possa receber e visualizar o vídeo em tempo real sem que a transmissão do ficheiro esteja completa. A transmissão do vídeo é efetuada remotamente por um servidor *Web*. Esta abordagem à reprodução remota de vídeos fez com que surgisse a transmissão contínua vídeo, em que o vídeo é adquirido e transmitido em tempo real, disponibilizando ao cliente um vídeo contínuo, semelhante ao sinal recebido numa televisão.

A forma como o conteúdo multimédia é distribuído pela rede no processo de *streaming* é um dos aspetos importantes a ter em conta. De uma forma geral, existem dois métodos que convém referir: *Unicast* e *Multicast*.

No caso do *Unicast*, a conexão de *streaming* é estabelecida diretamente com o cliente, o que significa que cada cliente tem um a sua própria ligação ao servidor a partir do momento que a requisitou [106] [107]. Este método é ilustrado na Figura 5.13 (A).

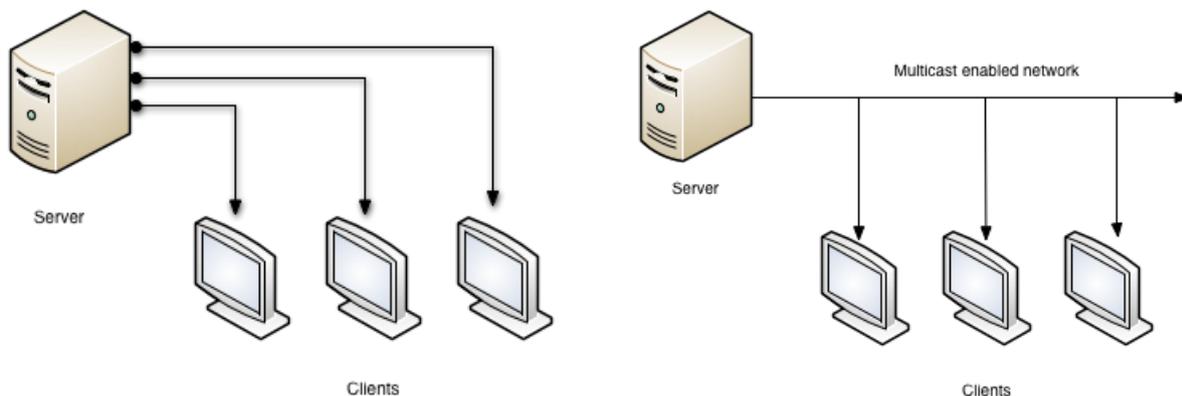


Figura 5.13 – (A) *Unicast Streaming*, (B) *Multicast streaming* (adaptado de [106]).

Com *multicast*, a mesma conexão ao servidor permite levar o conteúdo multimédia a todos os terminais da internet que requisitaram ser clientes dessa mesma ligação Figura 5.13 (B). Para tal, apenas são criadas cópias quando os *links* para os terminais de destino se dividem. Esta é o tipo de distribuição que é a preferida para *streaming* de emissões contínuas, uma vez que o estado do cliente não tem influência na transmissão e permite poupar largura de banda por parte do emissor [106] [107].

De seguida são abordados os quatro fatores que determinam a qualidade do *streaming* (Codificação e Descodificação; Largura de Banda & *Bit Rate*; *Frame Rate*; Resolução e Sistema de Varrimento).

5.2.1.1 CODIFICAÇÃO E DESCODIFICAÇÃO

O conjunto de tecnologias necessárias para codificar e decodificar um vídeo é designado por *codec*. Este *codec* possui, por um lado, um codificador que é responsável pela compressão do ficheiro no servidor e, por ou lado, um decodificador no cliente que decodifica o ficheiro à medida que o vídeo é reproduzido. O objetivo deste processo passar por reduzir o tamanho do ficheiro distribuído.

Os *codecs* mais utilizados para realizar *streaming* de vídeo são: H.264; VP6; Windows Media; MPEG-1 [108] [109]. No entanto, no que diz respeito ao *streaming* de alta qualidade, existe um *codec* que tem vindo a ser crescentemente adotado. Trata-se do H.264, que se apresenta como um *codec* indicado para compressão de alta qualidade, garantindo a transmissão homogénea e previsível do vídeo, mesmo em larguras de banda reduzidas [110]. Atualmente, é suportado em *Flash* e HTML5, estando a ser adotado progressivamente no *Youtube* e tendo também suporte completo nos dispositivos *Apple* [109].

5.2.1.2 LARGURA DE BANDA & BIT RATE

A largura de banda corresponde à quantidade de dados que o utilizador pode receber por segundo (Kbps ou Mbps), ou seja, corresponde à velocidade de ligação à internet de cada cliente. Já o *Bit Rate* diz respeito à quantidade de dados do vídeo transmitidos por segundo no processo de *streaming*.

A adequação do *Bit Rate* à largura de banda do utilizador alvo é essencial para garantir uma reprodução fluente do vídeo. O *streaming* deve ter sempre um *Bit Rate* inferior à largura de banda do utilizador, para evitar paragens na reprodução do vídeo, uma vez que mesmo com valores iguais, o utilizador não conseguirá assegurar a disponibilização de 100% da sua largura de banda para receber o *streaming* [111].

5.2.1.3 FRAME RATE

Frame Rate corresponde à quantidade de *frames* que são reproduzidos por segundo para um determinado vídeo. A maioria dos vídeos transmitidos via *streaming* têm um *frame rate* entre 20 e 30 *frames* por segundo (fps). No entanto, para valores a baixo de 25 fps, o utilizador pode começar a notar diferenças na visualização do vídeo. No entanto, a principal preocupação do *streaming* passa por garantir a consistência ao longo do vídeo, mantendo o número de *frames* que são reproduzidos por segundo [108] [111].

5.2.1.4 RESOLUÇÃO

A resolução corresponde à altura e largura da imagem do vídeo. Os vídeos de alta definição têm resoluções por volta de 1920x1080. No entanto, mesmo em *streaming* de alta qualidade é comum reduzir a resolução do vídeo para resoluções ligeiramente inferiores [108]. Isto porque se o número de pixels por *frame* aumenta é necessário aumentar o *Bit Rate* para garantir o mesmo *Frame Rate* de uma resolução mais baixa.

5.2.1.5 SISTEMA DE VARRIMENTO

O sistema de varrimento pode ser progressivo (p) como entrelaçado (i). A diferença é muito simples, se no caso do varrimento progressivo a cada novo *frame* todas as linhas são redesenhadas, no caso do varrimento entrelaçado, são desenhadas as linhas ímpares no primeiro *frame* e as pares no *frame* seguinte, sendo estas partes designada por campos. Por exemplo, ao utilizar 50 fps e um formato 720p, significa que temos uma resolução de 1280x720 pixels com varrimento progressivo de 50 fps. Para o mesmo *Frame Rate* (50 fps) e um formato 720i significa que existe um varrimento entrelaçado com uma resolução de 1280x720 pixels e 25 fps ou 50 campos por segundo.

Estas características levam à primeira ideia de que, para o mesmo *Frame Rate* e resolução, o varrimento entrelaçado gasta menos largura de banda, mas em [112] comprovou-se que a largura de banda gasta pelos dois é praticamente idêntica, sendo de acrescentar que o varrimento progressivo apresentar melhor qualidade de imagem. Além disso, em [113] também é referido que para efeitos de compressão o varrimento progressivo é mais eficaz e não introduz artefactos.

5.2.2 SOLUÇÃO DE *STREAMING* DA *VIDEOLAN*

O projeto *VideoLan* nasceu no meio académico e tinha como objetivo disponibilizar um cliente e um servidor para transmitir vídeos em tempo real numa rede de computadores (*streaming*). O VLC (*VideoLan Client*) foi inicialmente pensado para funcionar como cliente do sistema de *streaming*. No entanto, a sua crescente adoção como *media player* fez com que se fosse desenvolvendo. Atualmente, o VLC já incorpora todas as funcionalidades tanto de cliente como de servidor (anteriormente disponibilizados no VLS - *VideoLAN Server*) [114].

A solução de *streaming*, que o VLC disponibiliza, destaca-se pela sua versatilidade ao nível de *inputs* (e.g. ficheiros multimédia, DVDs, *output* de uma placa de aquisição), algoritmos de codificação (e.g. H.264,

WMV1/2, MPEG1/2/4, DivX1/2/3), formatos de vídeo (e.g. MPEG TS, AVI, MPEG 4, MOV, WAV) e protocolos de transmissão (e.g. UDP, RTP, HTTP, *multicast*, *unicast*, IPv4, IPv6) [115]. Para além disso, como cliente, o VLC é compatível com todas as principais plataformas (e.g. *MacOS X*, *Linux*, *Windows*, plataformas móveis). Na Figura 5.14 está representada a arquitetura implementada pela *VideoLan* na sua solução de *streaming*.

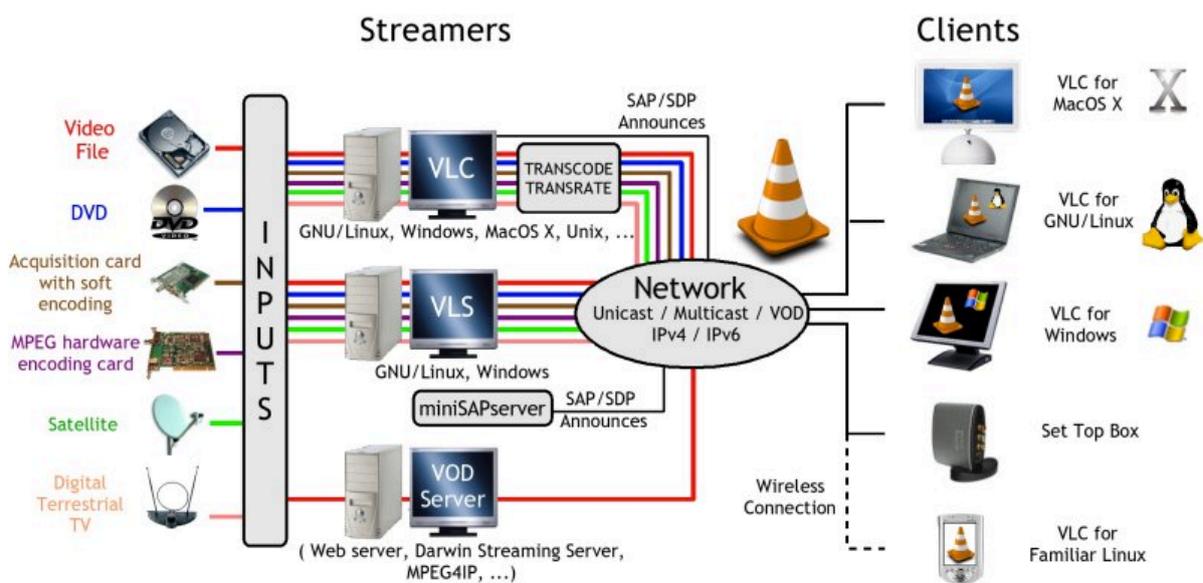


Figura 5.14 – Arquitetura implementada pela *VideoLan* na sua solução de *Streaming* (retirado de [114]).

5.2.3 *MIVSTREAM*

A solução de *streaming* disponibilizada pelo VLC possibilita a abstração da maioria dos pormenores técnicos da configuração da transmissão vídeo. Apenas é necessário configurar os aspetos referidos no início desta secção, de forma a que o *streaming* se adeque às características da ligação à *internet*, tanto do fornecedor do servidor como dos clientes alvo.

No caso do sistema proposto, tal como representado na Figura 5.15, o fornecedor do serviço será a entidade de prestação de cuidados de saúde que realiza o procedimento endoscópico (*MIVbox_1*). O cliente tanto poderá estar na mesma entidade (acesso via *LAN (Local Area Network)* – *VIVbox_2*), como noutra entidade (acesso via *Web* – *Physician Office* ou *Research Center*).

Como ainda não foi possível definir valores habituais para as características de ligação à *internet* dos intervenientes referidos, não foi possível determinar configurações padrão para utilizar no sistema proposto. No entanto, dada a necessidade de manter a qualidade do vídeo transmitido, as configurações serão orientadas à criação de um *streaming* de alta definição. Assim, o algoritmo de codificação utilizado

será o H.264 e deverá ser mantido um *Frame Rate* mínimo de 25 fps. Tendo em conta estes requisitos, a resolução do vídeo deverá ser ajustada de acordo com o *Bit Rate* permitida pela ligação à *internet* da entidade de origem. Ou seja, se a velocidade de *upload* for elevada, será possível fazer *streaming* de um vídeo com uma resolução elevada (por exemplo, no formato 1080p). Caso a velocidade de *upload* seja reduzida, então terá de se optar por uma menor resolução.

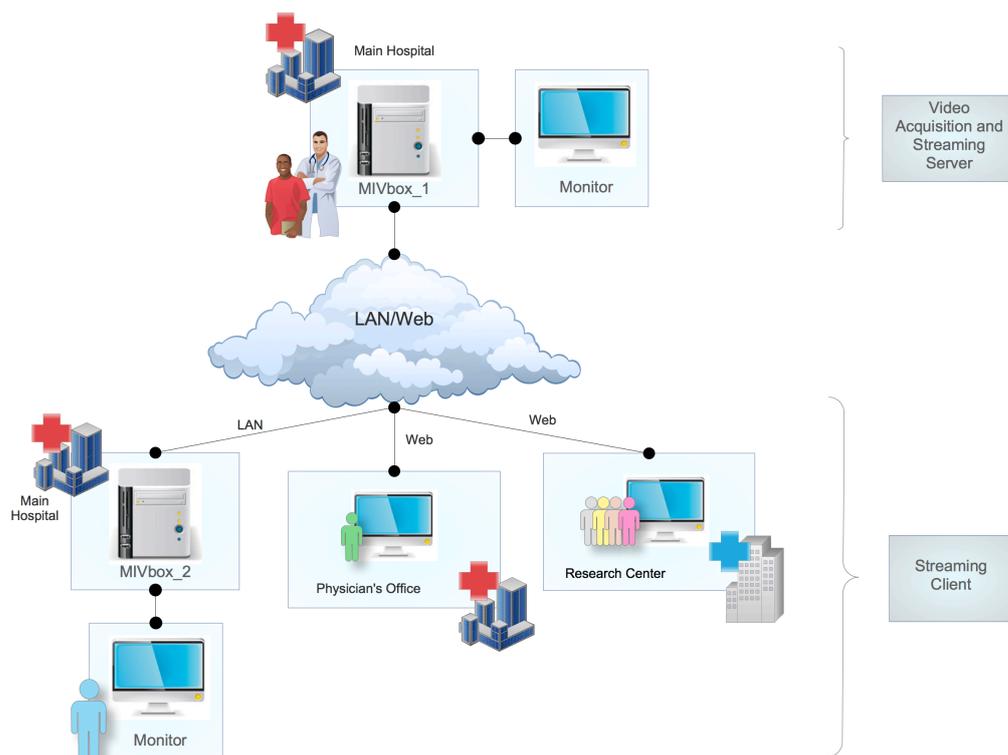


Figura 5.15 – Exemplo de possíveis casos de ligação entre o fornecedor *MIVbox_1* e os clientes de *streaming* (retirado de [26]).

Uma vez que a partilha do vídeo endoscópico poderá ter diversos clientes, e esses clientes não poderão interferir na difusão do vídeo, a opção de distribuição mais adequada é o *multicast*, pois permite poupar largura e banda do lado do fornecedor.

Nas Figura 5.16, Figura 5.17, Figura 5.18 podem ser visualizadas as propostas das três interfaces para a aplicação *MIVstream*.

Como o vídeo será partilhado com diversos utilizadores, esses clientes terão de aceder à aplicação através de um sistema de autenticação para poder visualizar o vídeo (Figura 5.16). Estes utilizadores já se devem encontrar registados previamente, não havendo modo de efetuar qualquer tipo de registo na aplicação.

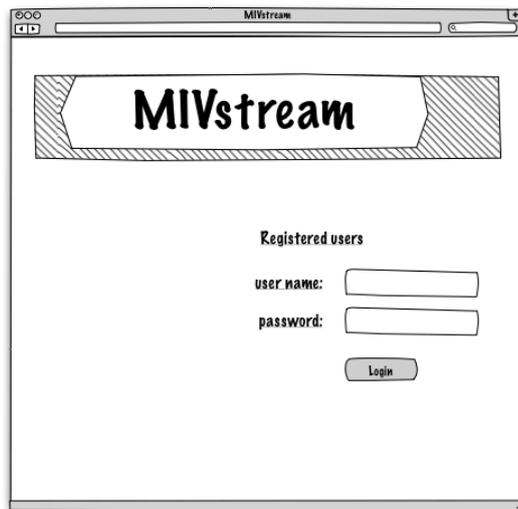


Figura 5.16 – Modelo proposto para a *MIVstream* – Interface de autenticação (retirado de [26]).

Os utilizadores apenas tem acesso a um calendário (Figura 5.17) que mostra a azul o dia em que se encontra e caso esse dia se encontre rodeado por um círculo azul, isso significa que existem exames agendados com *streaming*. A vermelho encontram-se os dias para os quais já se encontram agendados exames com *streaming*. Do lado esquerdo (Figura 5.17) aparecem os exames com *streaming*. Caso a pasta se encontre a vermelho o exame já foi realizado, a cinzento o exame ainda não se realizou e a azul o exame encontra-se a ser transmitido naquele momento. O médico pode aceder à transmissão do exame abrindo a pasta e carregando no ficheiro denominado por “*Watch Stream*”. De seguida é aberta a janela correspondente ao exame (Figura 5.18), onde o utilizador pode aceder a alguma informação relativa ao exame e visualizar a transmissão.

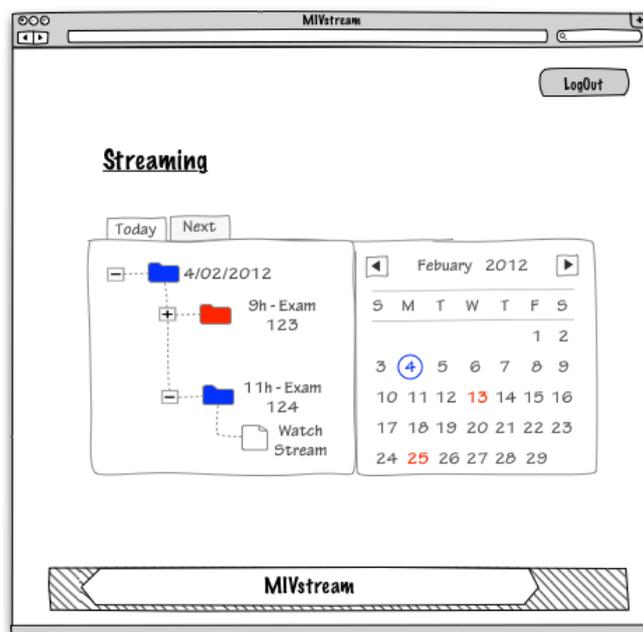


Figura 5.17 – Modelo proposto para a *MIVstream* – Interface principal, visualização dos *streams* agendados (retirado de [26]).



Figura 5.18 – Modelo proposto para a *MIVstream* – Interface de visualização do *stream* (retirado de [26]).

5.3 ARQUIVO

5.3.1 INTRODUÇÃO

Após o processo de aquisição, realizado através da placa *Intensity Shuttle usb 3.0*, o médico tem ao seu dispor um conjunto diversificado de informação relativa ao exame efetuado. A informação obtida nesta primeira fase, pode ser categorizada em: vídeos, imagens e anotações.

Os vídeos obtidos, representam o procedimento realizado em toda a sua extensão, podendo ser utilizados para revisão do exame, por parte do médico examinador, bem como por parte de outros profissionais ligados ao processo clínico do paciente, ou para fins de investigação.

Por sua vez, as imagens resultam da captura dos *frames*, realizada em tempo real, pelo médico. O conteúdo das imagens exhibe as principais regiões de interesse do trato gastrointestinal, em termos de informação clínica relevante. A finalidade desta captura é fornecer imagens para uma fácil análise dos pontos de interesse do exame e a sua inserção no relatório.

As anotações podem ser realizadas ao longo do procedimento, através do reconhecimento por voz ou de um gravador, ou simplesmente redigidas no final do exame. Estas anotações são importantes para a construção do relatório.

A informação mencionada anteriormente é considerada como a informação base gerada durante a execução e análise de um exame endoscópico. Toda esta informação necessita de ser armazenada para permitir a sua posterior visualização, análise e edição, de forma a que nenhuma espécie de informação relevante seja perdida e que, no caso do paciente necessitar de efetuar um novo exame, ou acompanhar a evolução de algum diagnóstico, os profissionais tenham ao seu dispor uma base de comparação entre os novos exames e exames já realizados.

No *MyEndoscopy*, existem dois tipos de armazenamento da informação. O primeiro corresponde ao armazenamento da informação clínica e administrativa, numa base de dados relacional. Já o segundo, diz respeito ao armazenamento de ficheiros multimédia, que ficam ligados à informação clínica existente na base de dados.

5.3.2 BASE DE DADOS – INFORMAÇÃO CLÍNICA ENDOSCÓPICA

A informação clínica é armazenada num sistema de gestão de base de dados, de forma estrutura e normalizada, de acordo com o modelo relacional apresentado na secção 4.3.4 Modelo relacional do Capítulo 4. Esta base de dados é denominada por “Informação clínica endoscópica” (*Endoscopic Clinical Information Database*) e tem como objetivo guardar toda a informação resultante dos exames de endoscopia, à exceção do conteúdo multimédia que se encontra armazenado na base de dados multimédia. Em cada registo de exame de endoscopia, a relação entre as duas base de dados é feita através de *links* para o conteúdo multimédia que está relacionado com o exame em causa.

A *Endoscopic Clinical Information Database* encontra-se ligada à base dados geral existente em cada entidade. Utilizando o exemplo apresentado na Figura 5.19, verifica-se que a base de dados *Endoscopic Clinical Information Database*, encontra-se sincronizada com a base de dados geral, denominada por Sistemas de Informação Hospitalar – SIH (do inglês, *Hospital Information System*, HIS). A informação sincronizada entre as duas bases de dados é relativa ao processo clínico eletrónico do paciente, focando-se na informação relevante para a realização de consultas e consequentes diagnósticos.

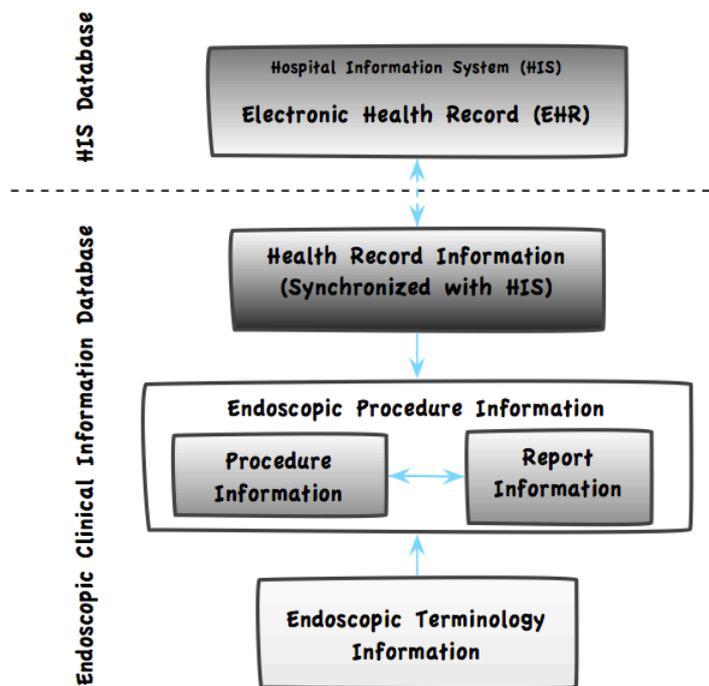


Figura 5.19 – Sincronização entre a base de dados de endoscopia (*Endoscopic clinical information database*) e o HIS (retirado de [26]).

Existem três níveis conceptuais na *Endoscopic Clinical Information Database*, como se pode visualizar na Figura 5.19. O primeiro nível, *Health Record Information*, contém informação que é sincronizada com o *HIS Database*. O nível intermédio, *Endoscopic Procedure Information*, abarca toda a informação relativa aos procedimentos e relatórios. O último nível, *Endoscopic Terminology Information*, reúne todos os conceitos associados às diferentes técnicas endoscópicas. No momento em que o profissional preenche um formulário com a informação do procedimento, ou quando se encontra a elaborar o relatório, recorre à linguagem normalizada presente neste último nível e à informação clínica do paciente existente no primeiro nível.

O sistema proposto opta por uma abordagem de uma base de dados centralizada e localizada na nuvem, de forma a reunir a informação oriunda das diversas entidades. Esta arquitetura visa facilitar a partilha de informação entre os diversos serviços de uma entidade e também entre as diferentes entidades, numa perspetiva de organização de informação orientada ao paciente e não à entidade.

5.3.3 BASE DE DADOS – MULTIMÉDIA

Na base de dados multimédia (*Multimedia Database*) é armazenada toda a informação multimédia resultante de um exame de endoscopia. No momento da aquisição do exame, o médico guarda o vídeo e

as imagens capturadas. Mais tarde, é adicionada uma versão reduzida do vídeo para facilitar posteriores análises, assim como ficheiros de descrição de conteúdo multimédia para esta versão reduzida.

Para que a consulta da informação multimédia seja possível tem de existir uma política de estruturação da informação e do método como todos os registos são arquivados. No sistema proposto a informação multimédia é armazenada no sistema de ficheiros de um servidor HTTP (*Hypertext Transfer Protocol*). Este sistema de ficheiros deverá ter uma organização bastante simples orientada ao exame, ou seja para cada exame é criada uma pasta, onde serão armazenados todos os ficheiros multimédia relativos aquele exame, como se pode visualizar na Figura 5.20.

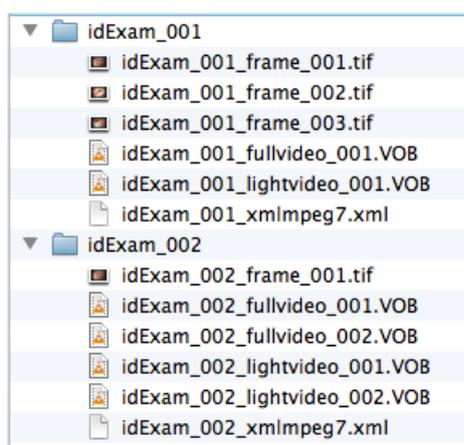


Figura 5.20 – Exemplo de organização da informação multimédia (retirado de [26]).

A restante estruturação da informação orientada ao paciente, que relaciona de modo diversificado exames, pacientes, profissionais, relatórios, consultas, etc., é realizada na *Endoscopic Clinical Information Database*.

5.3.4 FLUXO DE DADOS ENTRE OS DIVERSOS PROCESSOS E BASES DE DADOS

Todos os passos que se seguem encontram-se esquematizados na Figura 5.21.

Como já referido anteriormente, a informação multimédia é adquirida através da *Intensity Shuttle usb 3.0*. Os vídeos e as imagens resultantes do processo anterior, são armazenados na *Multimedia Database*, no diretório correspondente a esse novo exame. Como será referido posteriormente, os vídeos capturados apresentam por vezes *frames* com informação não relevante, e.g. *frames* apenas com uma cor dominante, desfocados. De modo a eliminar estes *frames*, o vídeo passa por um processo denominado “*video summarization*” cujo o resultado será um vídeo na forma *light*, que também será armazenado, no mesmo diretório, na *Multimedia Database*. Este vídeo *light*, será o vídeo que o médico terá acesso no momento da

elaboração do relatório ou quando um médico pretende analisar um dado vídeo com contexto similar ao seu caso.

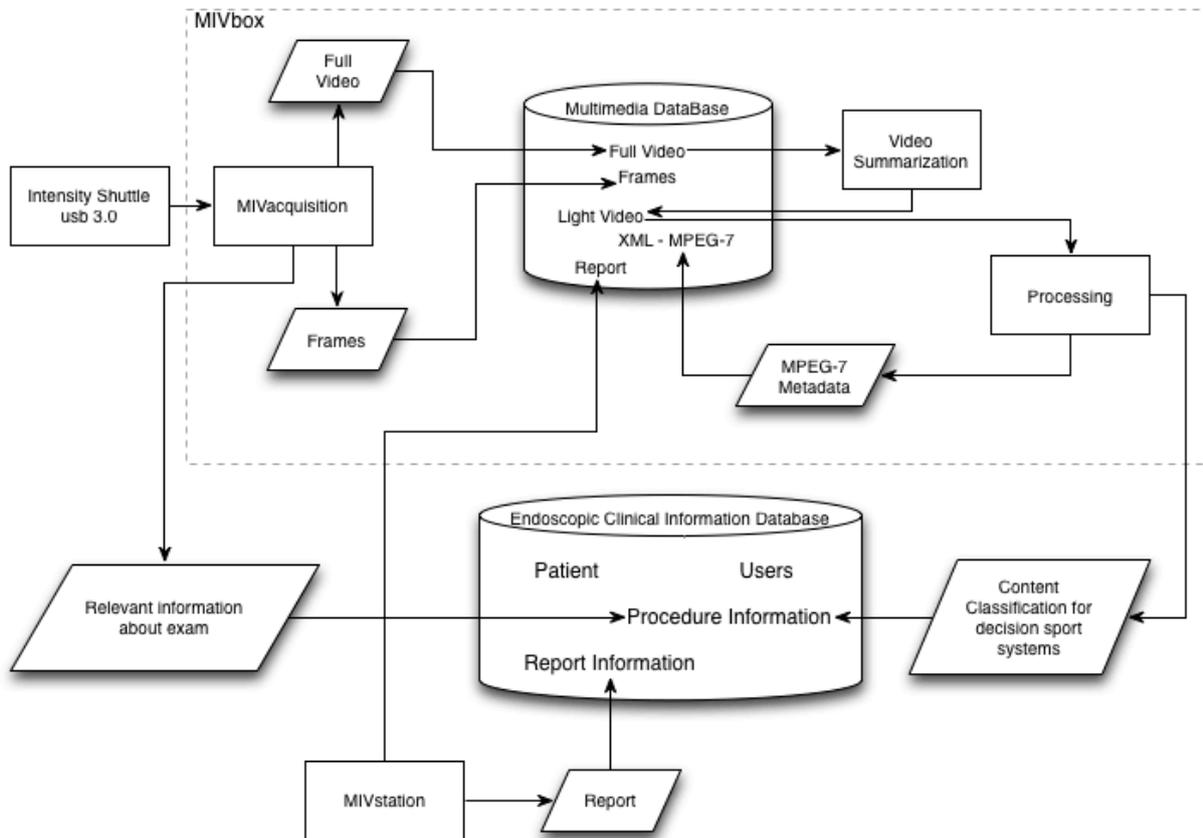


Figura 5.21 – Fluxo de dados entre os diversos processos e as duas bases de dados (retirado de [26]).

Dentro da etapa *processamento de vídeo*, ocorre um conjunto de tarefas sobre o vídeo *light*, com a finalidade de detetar automaticamente as regiões de interesse presentes em cada *frame*. Deste processamento resulta um ficheiro MPEG-7 com metadados que descrevem o conteúdo do vídeo, tanto a nível de características visuais como a nível semântico. Este ficheiro contém o URL (*Uniform Resource Locator*) para o vídeo a que se refere e é armazenado no diretório correspondente ao exame. O processamento culmina com um passo de classificação das características extraídas, que permite obter uma classificação clínica para o conteúdo do vídeo que pode vir a ser útil para auxílio ao diagnóstico. Esta informação é armazenada na *Endoscopic Clinical Information Database*, mais concretamente no nível intermédio, *Endoscopic Procedure Information*, como informação anexa do exame.

Aquando a aquisição da informação multimédia, o médico tira algumas informações relevantes acerca do que está a visualizar, as chamadas anotações. No momento em que guarda os vídeos e as imagens, o

sistema gera para cada exame um identificador único (ID, do inglês, *Identity Document*) que ficará associado aos nomes dos diversos ficheiros dos exames.

Mais tarde o médico que realizou o exame, procede à elaboração do relatório. Este ficheiro será armazenado também no *Multimedia DataBase*. A informação do relatório também se encontra guardada no nível intermédio da *Endoscopic Clinical Information Database*, como informação associada ao exame.

5.3.5 INTERAÇÃO DO ARQUIVO COM OS DIFERENTES FLUXOS DE TRABALHO

Após o aparecimento de sintomas, o paciente marca uma consulta no seu médico de família. No momento da consulta (Figura 5.22, *Exam Prescription*, Passo 1), o médico colhe a anamnese detalhada (história clínica do paciente) e através dos elementos colhidos, efetua o exame físico, onde procura os sinais e sintomas da doença.

Afim de complementar a informação colhida anteriormente, o médico pode prescrever meios complementares de diagnóstico ou terapêutica, com o intuito de validar as hipóteses de diagnóstico [13]. Antes de prescrever qualquer tipo de exame complementar, tratamento ou medicamentos, o médico adiciona a nova informação clínica referente aquela consulta no Processo Clínico do Paciente, que se encontra armazenado na *Endoscopic Clinical Information Database* (Figura 5.22, *Exam Prescription*, Passo 3).

Uma das situações que pode ocorrer de seguida é o médico prescrever os exames complementares necessários para validar o diagnóstico. Isto é possível, ao aceder ao separador de pedido eletrónicos de MCDT na aplicação *MIVstation* (Figura 5.22, *Exam Prescription*, Passo 4). Estes pedidos de exames são enviados para a *Endoscopic Clinical Information Database*, que será acedida pelo funcionário administrativo da entidade.

A função do funcionário é confirmar os dados do utente e exames a realizar, bem como adicionar e encaminhar o pedido de marcação de exame para a entidade onde será realizado, via mensagem HL7 (do inglês, *Health Level Seven*). O pedido é rececionado na nova entidade pelo setor administrativo, que compara os dados de identificação do paciente recebidos com os dados existentes na *HIS Database*, e procede à marcação do exame, enviando de seguida a data-hora do exame, via mensagem HL7, para a entidade que efetuou o pedido. Esta informação será adicionada ao processo clínico do paciente existente na *Endoscopic Clinical Information Database*.

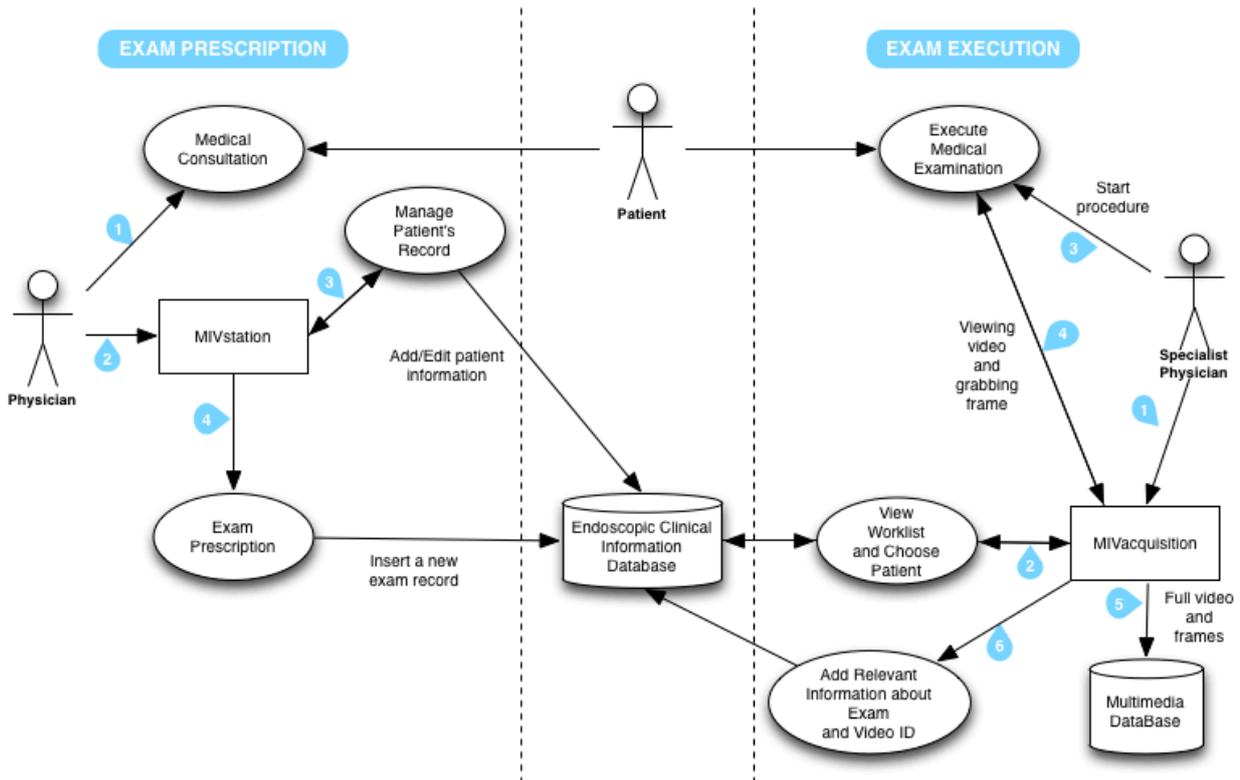


Figura 5.22 – Interação do arquivo com as etapas de prescrição e execução do exame (retirado de [26]).

No dia do exame, o médico especialista tem acesso à sua *worklist* através da aplicação *MIVacquisition* (Figura 5.22, *Exam Execution*, Passo 1). Esta aplicação é uma aplicação *android* e pode ser facilmente acessada através do *smartphone* ou *tablet* do médico. Após efetuada a autenticação e visualizada a *worklist*, o médico acede à informação clínica do paciente (Figura 5.22, *Exam Execution*, Passo 2) de modo a rever o processo clínico. Tanto a *worklist* como a informação relativa aos pacientes do médico, encontram-se armazenados na *Endoscopic Clinical Information Database*.

De seguida, o médico procede à realização do exame (Figura 5.22, *Exam Execution*, Passo 3) e consoante a visualização do vídeo, vai captando alguns *frames* relevantes (Figura 5.22, *Exam Execution*, Passo 4). No final, todo o material multimédia proveniente do exame é armazenado na *Multimedia Database* (Figura 5.22, *Exam Execution*, Passo 5), enquanto que as suas anotações/informações relevantes e o(s) ID(s) do(s) o(s) vídeo(s) (Figura 5.22, *Exam Execution*, Passo 6) são adicionados à *Endoscopic Clinical Information Database*, uma vez mais ao processo clínico do paciente.

No momento que procede à realização de todas as tarefas/exames existentes na *worklist* do médico, dá-se a etapa denominada por *Exam Report*. Nesta etapa, o médico, e.g. no seu consultório ou em outra qualquer entidade, acede novamente à sua *worklist* de relatórios pendentes (Figura 5.23, *Exam Report*, Passo 2) para proceder à elaboração dos diversos relatórios em falta. A elaboração de relatórios é uma

das funcionalidades disponíveis na *aplicação web* designada por *MIVstation* (Figura 5.23, *Exam Report*, Passo 1). Através de autenticação, o médico tem acesso a um conjunto de funcionalidades consoante o seu nível de segurança.

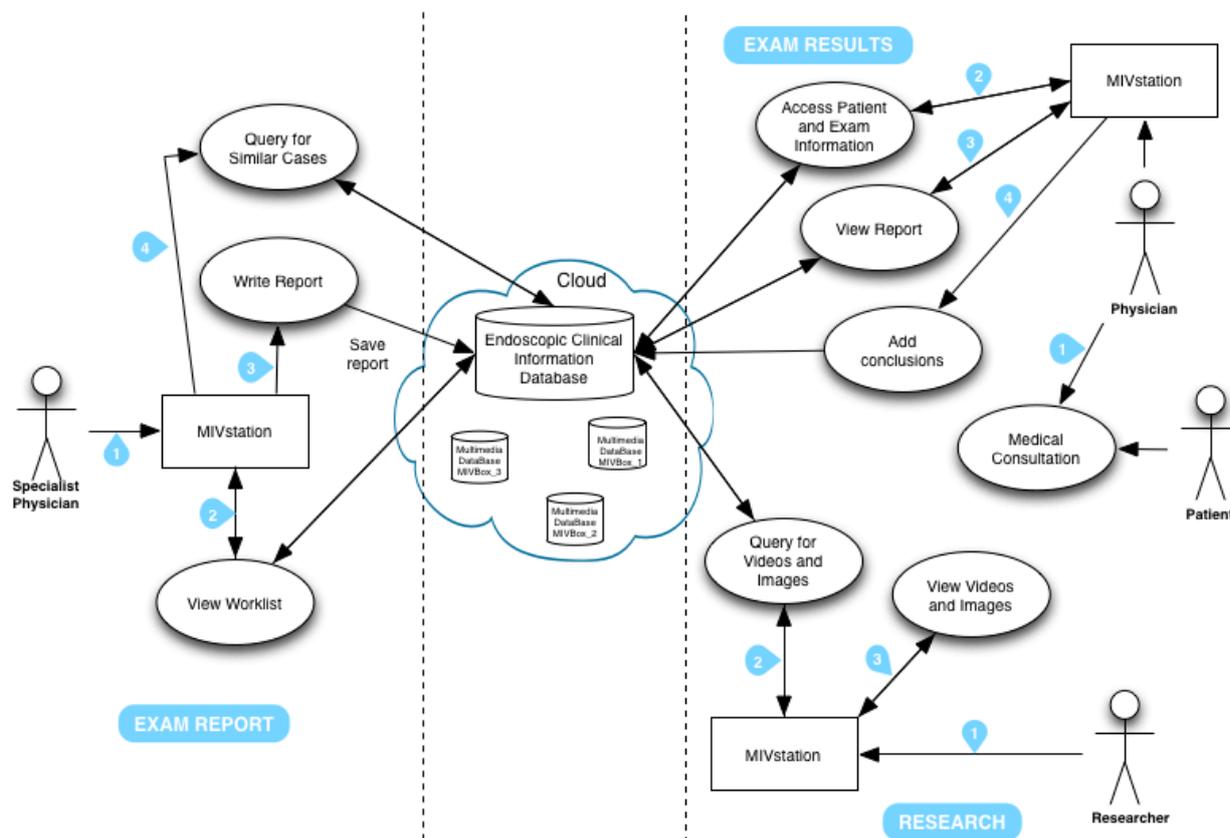


Figura 5.23 – Interação do arquivo com as etapas de elaboração do relatório, comunicação dos resultados do exame e utilização do material multimédia para fins de investigação (retirado de [26]).

O passo seguinte (Figura 5.23, *Exam Report*, Passo 3) é proceder à elaboração/preenchimento do relatório correspondente ao paciente. Enquanto procede à elaboração deste, pode aceder a outra funcionalidade disponível que é a pesquisa por casos semelhantes (Figura 5.23, *Exam Report*, Passo 4). Esta pesquisa como se verá num capítulo posterior, pode ser por *tags*, imagens, conteúdo de vídeos, sintomas ou patologias semelhantes. A pesquisa é efetuada sobre os dados disponíveis na *Endoscopic Clinical Information Database*, ou seja os resultados devolvidos encontram-se disponíveis na nuvem do sistema, mais precisamente no armazenamento (*Multimedia Database*) das *MIVboxes* que pertencem à nuvem. No final da elaboração do relatório, este é armazenado na *Endoscopic Clinical Information Database*, mais propriamente associado ao processo clínico do paciente.

Após a realização dos exames e posterior elaboração do relatório, o médico, que prescreveu o exame, realiza uma nova consulta, havendo uma nova interação entre o médico e o paciente (Figura 5.23, *Exam Results*, Passo 1). Este passo é denominado por *Exam Results*.

O médico no seu consultório, através da *MIVstation*, acede à informação clínica do paciente, bem como à informação resultante do exame complementar (Figura 5.23, *Exam Results*, Passo 2). Através desta aplicação também tem acesso ao relatório em formato eletrónico (Figura 5.23, *Exam Results*, Passo 3), onde visualiza os resultados do exame e tira as suas observações/conclusões. Estas conclusões podem ser adicionadas ao processo clínico do paciente (*Endoscopic Clinical Information Database*) (Figura 5.23, *Exam Results*, Passo 4). No final comunica as suas decisões ao paciente.

Num último momento, o médico pode ser capaz ou não de validar o diagnóstico através das informações colhidas resultantes dos exames prescritos. Caso consiga fazer um diagnóstico correto e sem dúvidas, pode passar para a etapa de prescrição de alguns medicamentos. No final da consulta procede ao encerramento do processo.

No caso de os exames serem inconclusivos, pode prescrever novamente exames complementares, afim de colher mais informação para validar o diagnóstico.

Além do contexto hospital, este sistema/projeto também insere-se no contexto académico/científico, deste modo criou-se também um fluxo de interação entre o arquivo e o investigador. Esta etapa é denominada por *Research*.

Do mesmo modo que os diversos médicos tem acesso à aplicação *MIVstation*, os investigadores também o têm. Mais uma vez este acesso é efetuado através de um sistema de autenticação (Figura 5.23, *Research*, Passo 1). Tal como já descrito anteriormente para o caso do médico, o investigador tem acesso à aplicação e às correspondentes funcionalidades para ajudar na investigação. No caso do investigador, qualquer que seja o tipo de investigador, apresenta o mesmo nível de acesso. As funcionalidades a que o investigador pode aceder são: pesquisa de vídeos e imagens (Figura 5.23, *Research*, Passo 2), por *tags*, similaridade, conteúdos de vídeos, sintomas ou até patologias; e visualização de vídeos e de imagens (Figura 5.23, *Research*, Passo 3).

5.3.6 REPOSITÓRIO

O conteúdo multimédia resultante dos exames de endoscopia, particularmente o vídeo, pode ter uma importância considerável, face à escassez deste tipo de material no meio académico, tanto para a investigação como para a formação de profissionais de saúde na área de gastroenterologia.

Na área da investigação científica, a maioria dos investigadores que trabalham na área dos sistemas de apoio à decisão clínica têm problemas em desenvolver sistemas de análise de vídeos endoscópicos, principalmente devido à falta de um repositório público que contenha uma coleção diversificada de exames com dados clínicos relevantes. Desta forma, um novo repositório pode contribuir para o desenvolvimento das técnicas de deteção automática de patologias.

Das pesquisas efetuadas, é possível concluir que não existe nenhuma base de dados *on-line* e/ou pública, que disponibilize vídeos completos de exames. A nível de imagens, existem diversas fontes, e.g. *webpages*, livros/atlas. Os resultados da pesquisa efetuada, o tipo de material e a quantidade que é disponibilizada por cada fonte, encontra-se transcrito na Tabela 5.1 .

Tabela 5.1 – Fontes de imagens e vídeos existentes.

	REF.	TIPO DE FONTE	MATERIAL MULTIMÉDIA		QUANTIDADE
			IMAGENS	VIDEOS	
<i>Atlas of Gastroenterological Endoscopy</i>	[116]	Website	X		669 (imagens)
<i>Atlas of Gastrointestinal Endoscopy</i>	[70]	Website	X		1,118 (imagens)
<i>Atlas of Gastrointestinal Video Endoscopy</i>	[117]	Website		X	3655 (segmentos de vídeos)
<i>GastroSource</i>	[118]	Website	X	X	
<i>GastroLab - the Gastrointestinal Site</i>	[119]	Website	X	X	
<i>Atlas of Gastrointestinal Endoscopy and Related Pathology</i>	[56]	Livro	X		
<i>A Colour Handbook of Gastroenterology</i>	[120]	Livro	X		

Foi ainda encontrada uma aplicação, intitulada por “*ENDO3® Atlas of Gastrointestinal Endoscopy*” [121], que disponibiliza segmentos de vídeos relativos a determinadas patologias endoscópicas. Apresenta três versões: *iOS*, *Android* e *Windows*. Tanto para o *iOS* como para o *Android*, é disponibilizada uma versão *lite* (Figura 5.24 – A e B) e outra paga (Figura 5.24 – C e D). A versão paga ao contrário da *lite*, apresenta uma organização diferente, os vídeos estão organizados por órgão e doença e é composta por 160 segmentos de vídeos anotados.

O repositório que se pretende criar, deve respeitar a confidencialidade dos pacientes associados aos exames. Uma vez que o repositório será usado simultaneamente para fins de diagnóstico e para fins de investigação, os ficheiros multimédia continuarão a estar associados ao exame e paciente. No entanto, quando são retornados a um utilizador, para fins de investigação, não é retornada qualquer informação que identifique o paciente, exame ou até a entidade em que foi realizado.

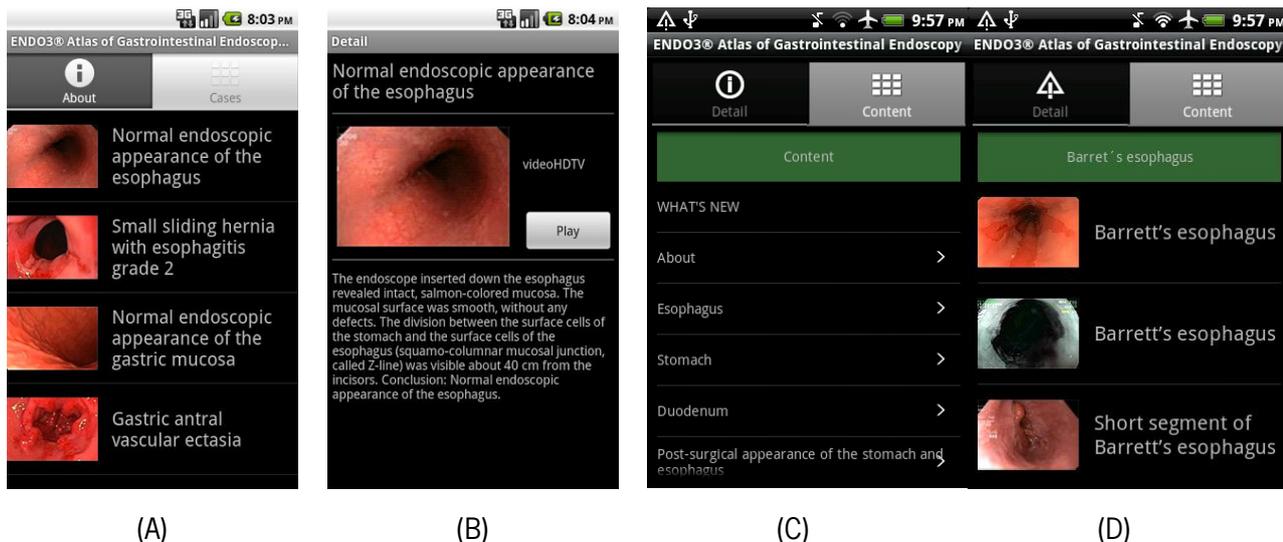


Figura 5.24 – Aplicação *ENDO3@GASTRO* (A) e (B) correspondem à versão *lite*, (C) e (D) correspondem a versão paga (retirado de *website googleplay* e de [121]).

5.4 APLICAÇÃO *MIVINTERFACE*

Existem técnicas (e.g. endoscopia) cujo o *output* são vídeos nos mais variados formatos (e.g. VOB, AVI, MPEG). Razão essa, que torna necessário desenvolver uma aplicação que permita a visualização de todos estes diversos formatos de vídeo. Além da visualização também é pretendido efetuar a captura de *frames* com conteúdo de interesse clínico, executar a sua posterior análise e inclusão de anotações.

Esta aplicação foi intitulada por *MIVinterface* e tinha como intuito oferecer uma solução rápida e simples, para o momento da aquisição do vídeo, preferencialmente em alta-definição, durante a realização do exame endoscópico [122].

Na Figura 5.25 é possível visualizar a interface principal da aplicação *MIVinterface* e seus controles.

Para maior detalhe consultar o “Apêndice N - *MIVinterface*”.

No “Apêndice O - Aplicações informáticas existente no mercado” é possível visualizar alguns exemplos de aplicações informáticas existentes no mercado.

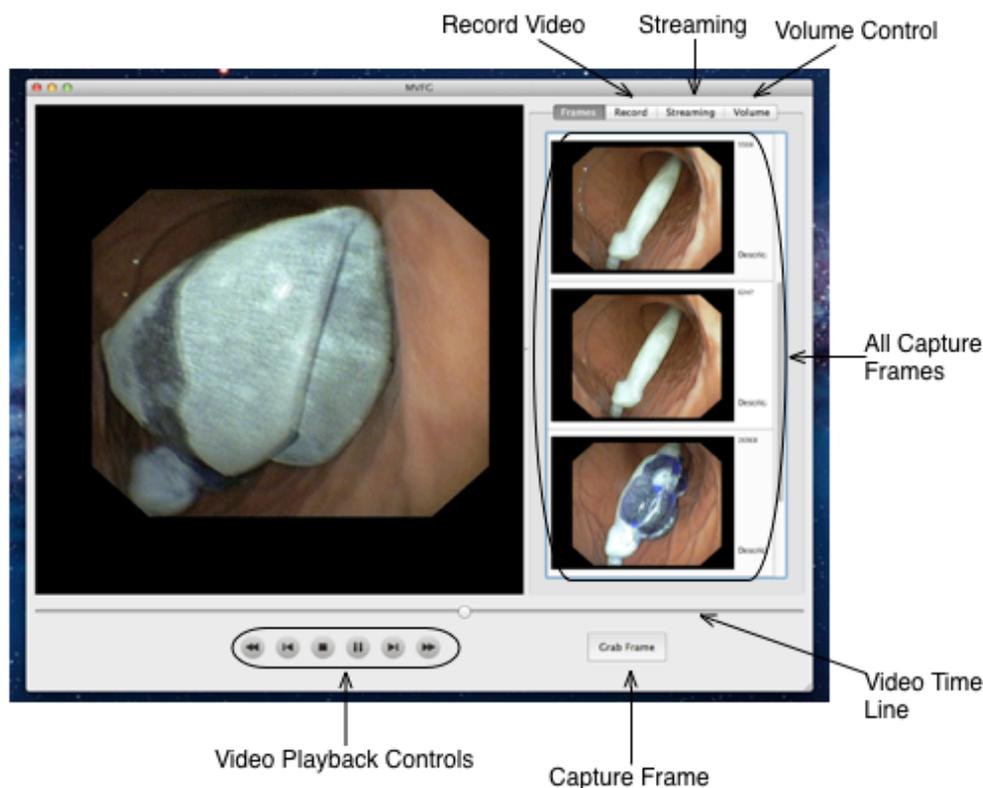


Figura 5.25 - Interface principal da *MIVinterface* e seus controlos (adaptado de [122]).

5.5 *PLUGIN MULTI-FORMAT VIDEO FRAME GRABBER*

Em paralelo com o desenvolvimento da aplicação *MIVinterface* para a *MIVbox*, foi desenvolvido um *plugin* para o *ImageJ* com algumas das funcionalidades desta aplicação. Abrir e visualizar vídeos em diversos formatos, botões de controlo para ajudar na navegação e reprodução do vídeo, informação adicional (e.g. *frame rate*, resolução), são algumas das funcionalidades implementadas. A estas funcionalidades foram adicionadas outras já presentes no *ImageJ*, e.g. exportação dos *frames* individuais e uma *stack* de *frames* para o ambiente de trabalho do *ImageJ* [123].

Na Figura 5.26 é possível visualizar a interface do *plugin Multi-Format Video Frame Grabber (MVFG)* e seus controlos.

Para maior detalhe consultar o “Apêndice P - *ImageJ* – MVFG *Plugin*”.

O *plugin* MVFG encontra-se disponível para *download* em:
<http://miebiom.di.uminho.pt/biim/index.php/mvfg>.

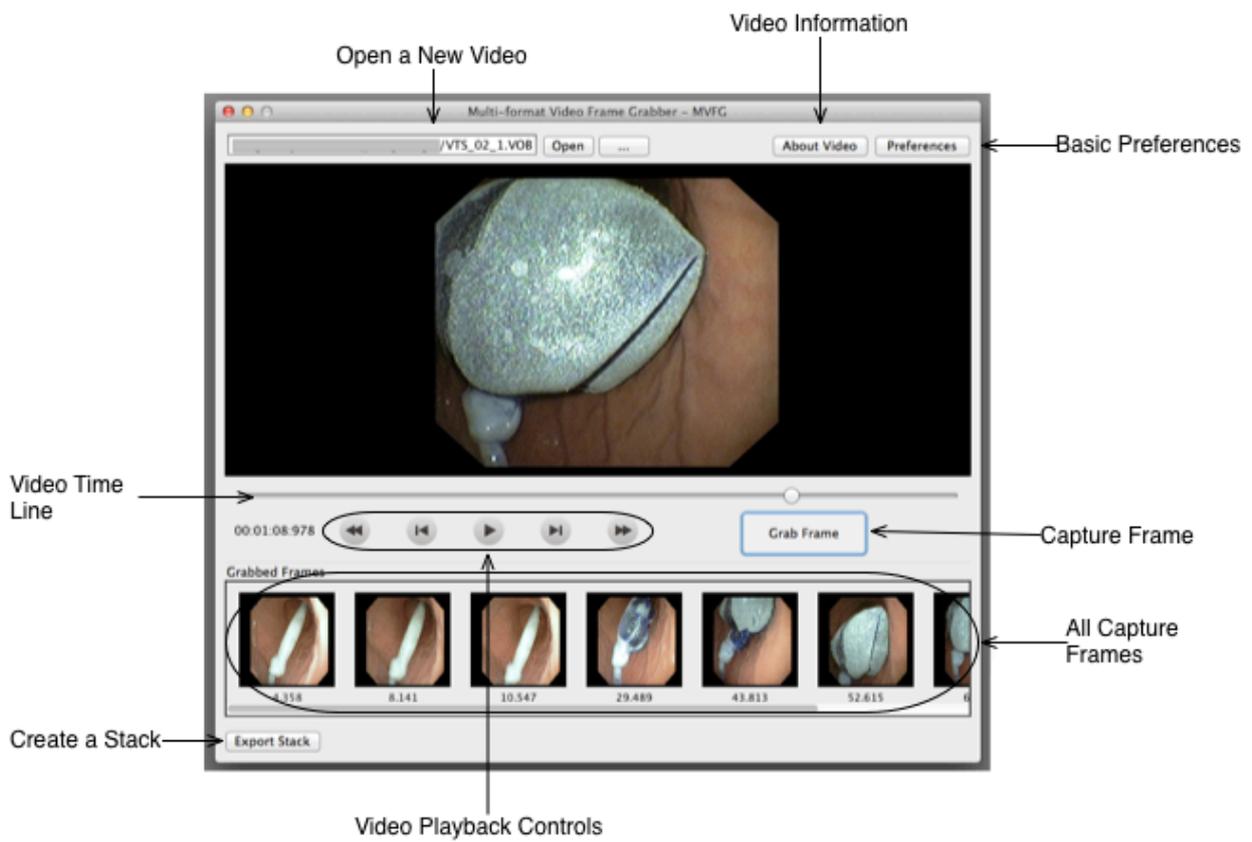


Figura 5.26 – Interface do *plugin* MVFG e suas funcionalidades (adaptada de [123]).

CAPÍTULO 6

TRATAMENTO

6.1 INTRODUÇÃO

Os achados endoscópicos (e.g., pólipos, úlceras) existentes ao longo do trato digestivo são facilmente detetados através da perícia e da experiência dos médicos especialistas. Com a evolução da tecnologia, dá-se o aparecimento de novas tecnologias e técnicas que ajudam na deteção e diagnóstico destas anomalias. A título de exemplo, pode ser referida a combinação de novas técnicas de imagem (e.g. NBI, AFI) com a endoscopia convencional ou a utilização de técnicas de endoscopia com base na TC ou RM.

Existem duas abordagens principais que se devem ter em conta para detetar achados endoscópicos:

1. Endoscopia Virtual;
2. Vídeo de Endoscopia.

O primeiro caso, é o mais utilizado para o estudo do intestino grosso do paciente, mais concretamente na zona do cólon (colonoscopia virtual), enquanto que o vídeo resultante da Endoscopia Tradicional ajuda na deteção de pólipos ou tumores ao longo do trato digestivo e é mais fácil de processar, sendo a cápsula endoscópica mais utilizada quando se pretende analisar o intestino delgado.

No momento da realização de uma endoscopia digestiva alta, o médico é capaz de visualizar e capturar imagens para posteriormente realizar o diagnóstico e elaborar o relatório. O médico consegue realizar estas tarefas em tempo real, sendo provavelmente esta a razão pela qual o vídeo endoscópico tem vindo a ser posto de lado pelos investigadores. No entanto, já começam a aparecer estudos de visão por computador (em inglês, *computer vision*) que utilizam imagens de Colonoscopia (também denominada por Endoscopia Digestiva Baixa - EDB) para deteção de tumores e pólipos [124] [125]. Com o aparecimento da cápsula endoscópica, o interesse nos vídeos endoscópicos aumentou, tendo como principal objetivo a redução de tempo de visualização do vídeo [126].

Basicamente, um vídeo é uma sequência temporal de imagens que, em média, apresenta valores de *frame rate* entre 30 fps e 50 fps. No caso de um vídeo de endoscopia digestiva alta, este tem, em média, uma duração entre 5 a 15 minutos e apresenta um *frame rate* de 50 fps. Isto resulta em dezenas de milhares de imagens, das quais apenas um pequeno conjunto são relevantes para o diagnóstico.

Aquando da visualização do vídeo, o médico tem de visualizar dezenas de milhares de *frames* para seleccionar as mais relevantes, para inserir no relatório endoscópico. No momento da análise do vídeo o

médico recorre a um *software* especializado (e.g. *IBM MPEG-7 Annotation Tool* [127]) para anotar o vídeo. Este conjunto de tarefas é o que acontece nos dias de hoje (Figura 6.1).

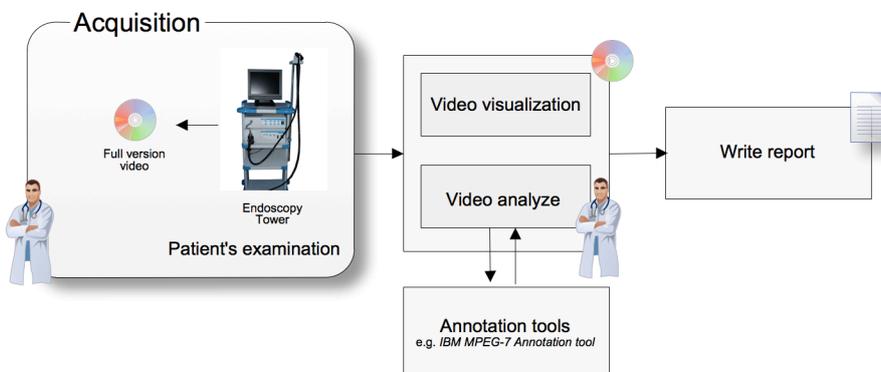


Figura 6.1 – Etapas que ocorrem desde a aquisição até a elaboração do relatório, nos dias de hoje (retirado de [26]).

Na Figura 6.2 é possível visualizar uma proposta de implementação, onde são apresentadas tarefas automáticas (e.g. redução, processamento do vídeo) para ajudar na seleção das imagens e facilitar, ou pôr fim, à visualização e análise do vídeo por parte do médico. Dentro da etapa processamento de vídeo, é realizado um conjunto de tarefas sobre as imagens, com a finalidade de detetar e anotar, automaticamente, as regiões de interesse presentes em cada imagem. De forma a lidar com o facto de diferentes médicos produzirem diferentes anotações, esta proposta prevê que a anotação seja realizada com recurso a uma linguagem endoscópica normalizada (MST - [52]).

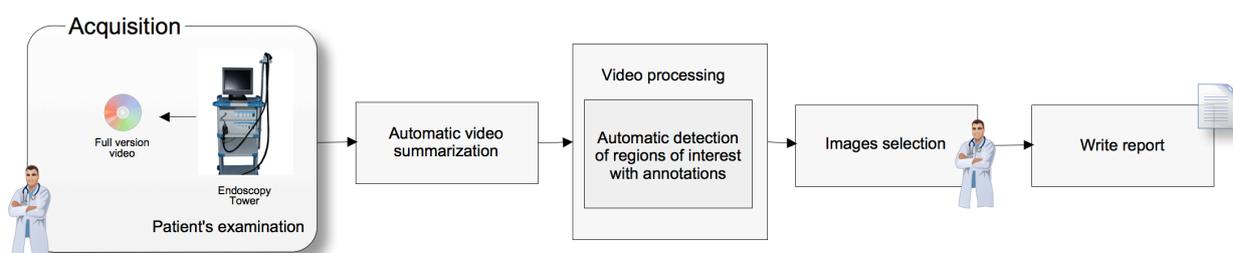


Figura 6.2 – Fluxo de trabalho do sistema proposto (retirado de [26]).

Uma das formas de ajudar no diagnóstico automático é desenvolver algoritmos capazes de detetar os vários tipos de lesões/diagnósticos na Região Gastrointestinal superior (em inglês, *Upper GastroIntestinal Region*) [128]. Estes algoritmos podem ser uma mais valia quando o médico suspeita de alguma lesão ou simplesmente pretende acompanhar a evolução das lesões.

6.2 ETAPAS DO MÓDULO

O modulo proposto neste capítulo segue o fluxo de trabalho apresentado na Figura 6.3.

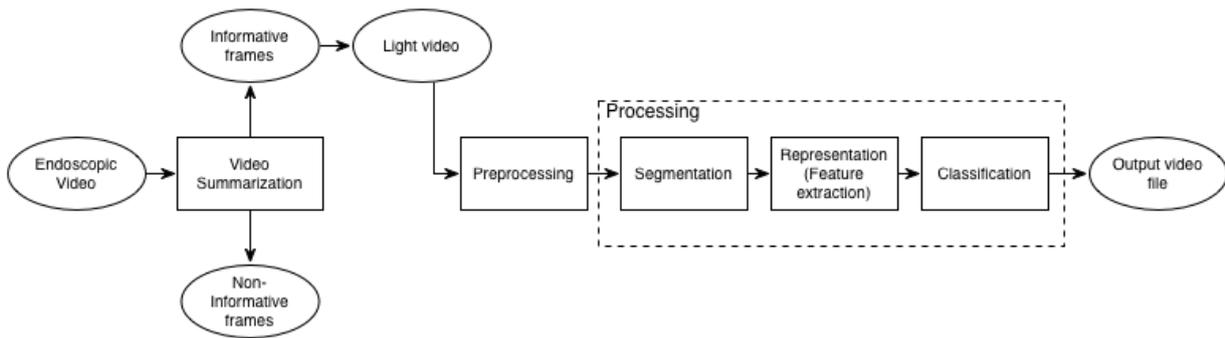


Figura 6.3 – Fluxo de trabalho, com as principais etapas, do módulo de tratamento (retirado de [26]).

Após a aquisição e armazenamento do vídeo (em média 30 *frames* por segundo), o vídeo completo passa por um processo de redução, de modo a que o resultado final seja um vídeo mais curto e cujo conteúdo apresente apenas os *frames* relevantes.

De seguida, as imagens sofrem um Pré-processamento. Esta etapa é utilizada para realizar melhorias ao nível do contraste, remoção de ruído e para isolar objetos de interesse presentes na imagem.

O próximo passo (Segmentação) é um processo no qual o elemento dado como *input* (e.g. imagem, vídeo) é dividido nos seus objetos constituintes. O papel fundamental da Segmentação é distinguir o fundo da imagem do contorno dos objetos. Normalmente, o *output* deste passo pode ser um conjunto de contornos para as regiões existentes na imagem ou um conjunto dessas regiões/objetos.

No etapa da Representação, a informação obtida do passo anterior (Segmentação) deve ser transformada na forma que melhor traduza as características de cada região/objeto. A Extração de Características é um processo usado para selecionar as características importantes de uma dada imagem/objeto, de forma a classificar o tipo do objeto em causa.

O último passo é o designado processo de Classificação. Neste passo é atribuída uma designação ao objeto, com base na informação fornecida pela extração das características. Na parte da Interpretação é atribuído significado ao objeto reconhecido anteriormente.

Em todos os passos do módulo de processamento apresentado anteriormente, existe interação com a base de conhecimento. Esta base de conhecimento é constituída por conhecimento relativo ao domínio do problema existente. Cada módulo interage com a base de conhecimento de modo a decidir qual o procedimento mais apropriado para cada passo [97] [98].

6.3 REDUÇÃO DO VÍDEO

Durante um exame de endoscopia digestiva alta, o médico captura o vídeo através do sistema de vídeo endoscopia. Este vídeo é uma sequência exata do que foi visualizado em tempo real, não havendo qualquer tipo de corte. Como referido anteriormente, um exame endoscópico tem uma duração média de 5 a 15 minutos. Deste tempo de gravação, alguns minutos tornam-se pouco relevantes para quem está posteriormente a visualizar e a estudar o exame.

Do conjunto total de *frames* que são pouco relevantes [129], fazem parte *frames* cuja a área total é maioritariamente de cor preta, *frames* com imagem desfocada, ou *frames* que, pela análise do seu conteúdo, é possível concluir que não contêm qualquer tipo de informação clínica significativa (Figura 6.4).

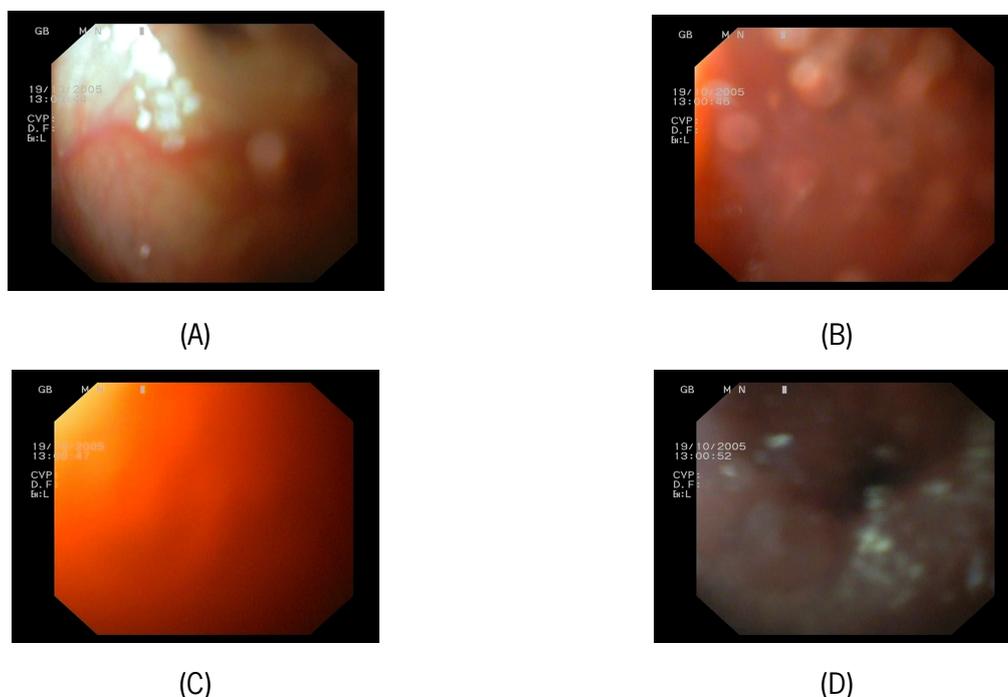


Figura 6.4 – Exemplos de *frames* não-relevantes.

Além dos *frames* apresentados na Figura 6.4, é de acrescentar ao conjunto de frames com informação não relevante, os *frames* gravados no início e no final do exame, ou seja, os *frames* captados entre o início da gravação e o momento em que o endoscópio é inserido na cavidade bucal (Figura 6.5), e entre o instante em que o endoscópio é removido até ao final da gravação do vídeo [130].

No trabalho apresentado por *Stanek, et al.* em [130], o problema da inclusão dos *frames* iniciais e finais é resolvido através de dois algoritmos, denominados por: *Algorithm for identifying the start of a procedure* e o *Algorithm for identifying the end frame of a procedure*.

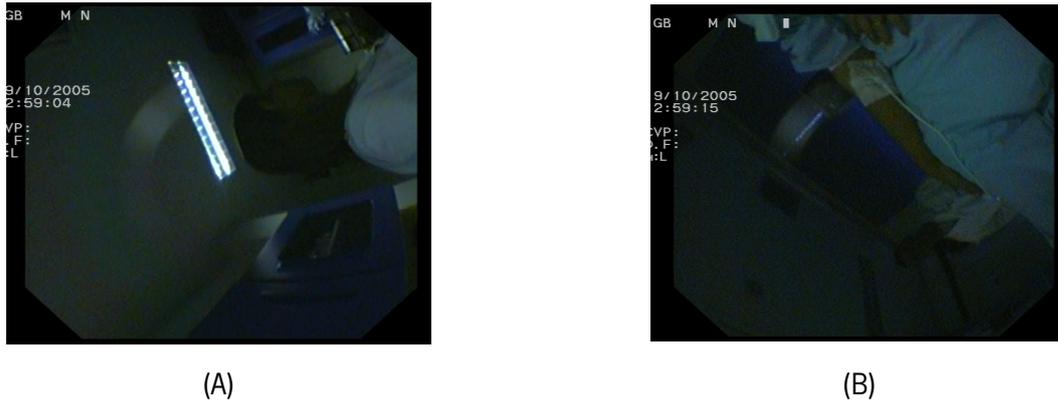


Figura 6.5 – Exemplos de *frames* com informação não relevante, capturados no início da gravação do exame.

Esta tarefa de reduzir um vídeo em função do seu conteúdo médico tem sido pouco abordado por outros investigadores da área de processamento de vídeo médico [129] [131] [132] [133] [134] [135].

Num vídeo endoscópico, a quantidade de *frames* que não capta de forma significativa uma dada região anatómica é bastante elevada. Este facto pode estar relacionado com os constantes movimentos peristálticos (esófago, estômago, duodeno), assim como com o aparecimento de fluidos (bile expelida pela vesícula biliar, suco pancreático enviados pelo pâncreas) que aderem às lentes presentes na extremidade distal do endoscópio.

Desenvolver um sistema capaz de resumir um vídeo de forma eficiente, é um dos pontos importantes para a criação de um repositório de material endoscópico, uma vez que a análise posterior destes vídeos fica facilitada com a eliminação dos *frames* não relevantes.

No módulo de tratamento que se pretende desenvolver, este tipo de processo que envolve a deteção de *frames* relevantes (Figura 6.6) e não relevantes (Figura 6.4), deve ser realizado de forma automática. Assim, para que isso seja possível, é necessário incluir nesta fase de redução do vídeo, algoritmos [134] que permitam analisar os *frames* que constituem o vídeo, levando à identificação automática dos *frames* não relevantes e posterior exclusão do vídeo reduzido (Figura 6.7).

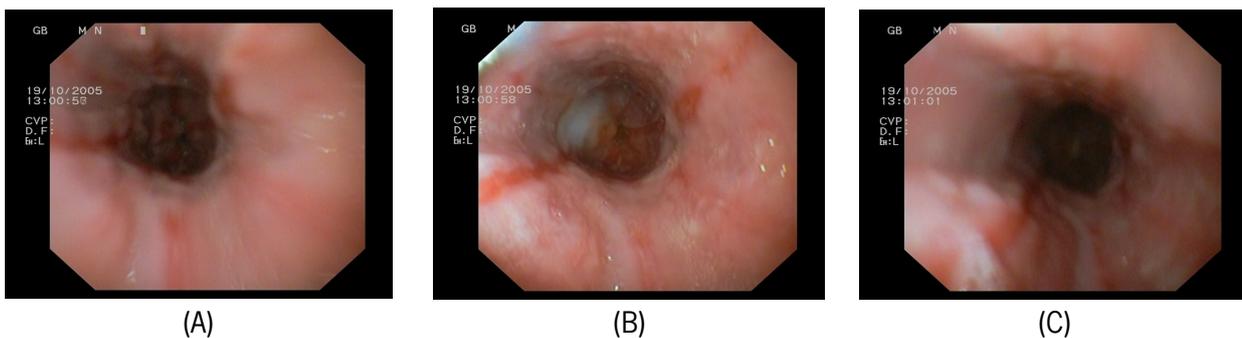


Figura 6.6 – Exemplos de *frames* relevantes.

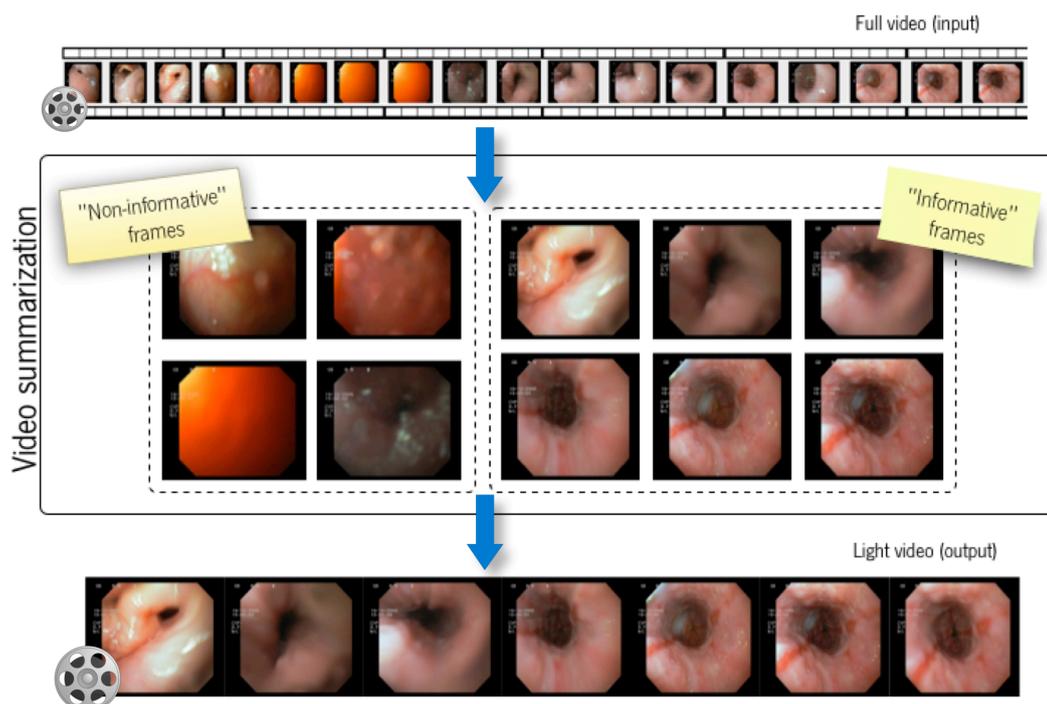


Figura 6.7 - Fluxo de processos que ocorrem na etapa de redução do vídeo (retirado de [26]).

6.4 PRÉ-PROCESSAMENTO

O pré-processamento é uma etapa extremamente importante, que basicamente consiste em qualquer procedimento que incida sobre os dados no seu estado original. Esta etapa tem como intuito modificar os dados originais devido a problemas ou erros, ou para preparar esses dados para posterior processamento.

No caso dos exames endoscópicos, as imagens originais podem conter ruído e outro tipo de informação desnecessária, como texto a indicar a hora e a data do exame, ou a esquadria preta que envolve a imagem (Figura 6.8 – A) [136]. O fraco contraste e a reflexão de luz derivados de uma iluminação irregular (Figura 6.8 - B), pode ser um outro problema a necessitar de ser resolvido através da etapa de pré-processamento [137].

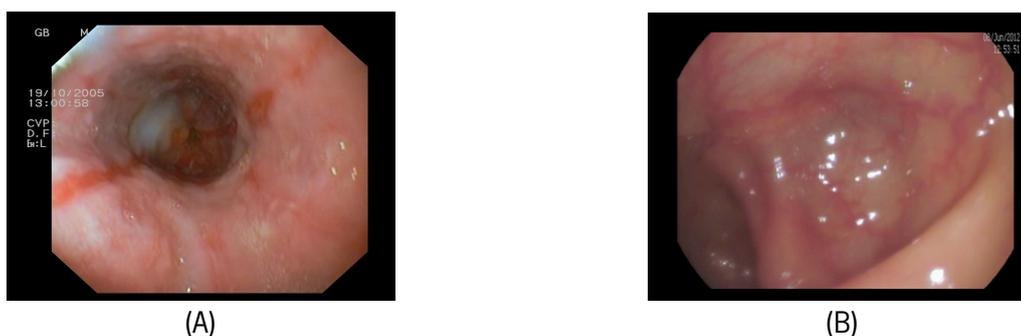


Figura 6.8 – Imagens endoscópicas, (A) dados do exame na própria imagem e o fundo preto que envolve a imagem, (B) reflexão de luz.

6.4.1 INFORMAÇÃO NÃO-RELEVANTE

Uma das funcionalidades importantes do pré-processamento de vídeos endoscópicos é a extração da região de interesse (ROI – *Region Of Interest*) de cada *frame*. Esta região de interesse corresponde a uma secção quadrada ou retangular que exclua a esquadria preta que envolve a imagem [138].

Na região de interesse selecionada, poderá existir ainda informação textual como data e hora. Esta informação deve ser removida e o seu espaço deve ser preenchido com pixéis semelhantes aos que rodeiam o espaço em causa.

Na Figura 6.9 é possível visualizar a extração da zona de interesse de uma imagem endoscópica. A imagem endoscópica original (a da esquerda) pertence a um vídeo que foi capturado com uma resolução (768 x 576) e no formato de transmissão PAL (em inglês, *Phase Alternating Line*). A esquadria preta à volta da zona de interesse foi eliminada deixando uma imagem com uma resolução (532 x 454), como se pode visualizar na Figura 6.9.

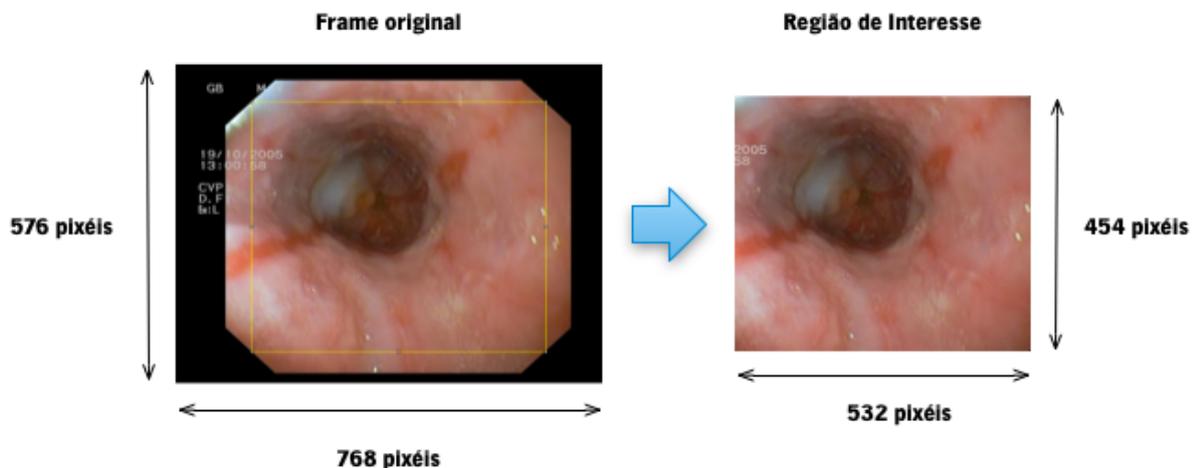


Figura 6.9 – Extração da zona de interesse de uma imagem endoscópica, eliminação da esquadria preta e da informação textual (retirado de [26]).

6.4.2 CONVERSÃO ENTRE ESPAÇOS DE COR

Outra funcionalidade importante é a transformação da cor, ou seja, pode haver necessidade de converter o espaço de cor utilizado. Pois, consoante a técnica de processamento a ser utilizada, diferentes espaços de cor (e.g. RGB) podem melhorar ou piorar a sua performance [138].

6.4.3 BRILHO/REFLEXÃO DE LUZ

Nesta etapa de pré-processamento, as condições de iluminação são um aspecto relevante, uma vez que a exposição à luz pode desfocar a informação existente nos *frames*, ou fazer com que alguns detalhes sejam ocultados por reflexões de luz. É importante realizar um pré-processamento que permita endereçar este problema, uma vez que a presença de reflexos em *frames* com informação relevante faz com que haja uma redução na precisão e na performance do processo de classificação.

Na maioria das imagens endoscópicas existe uma região mais iluminada. Isto pode ocorrer devido: à incidência da fonte de luz (e.g. central, parte superior, canto inferior direito) (Figura 6.10 - A); ou às estruturas que se encontrarem mais próximas da lente da câmara (geralmente estas estruturas apresentam um grau de saliência mais acentuado).

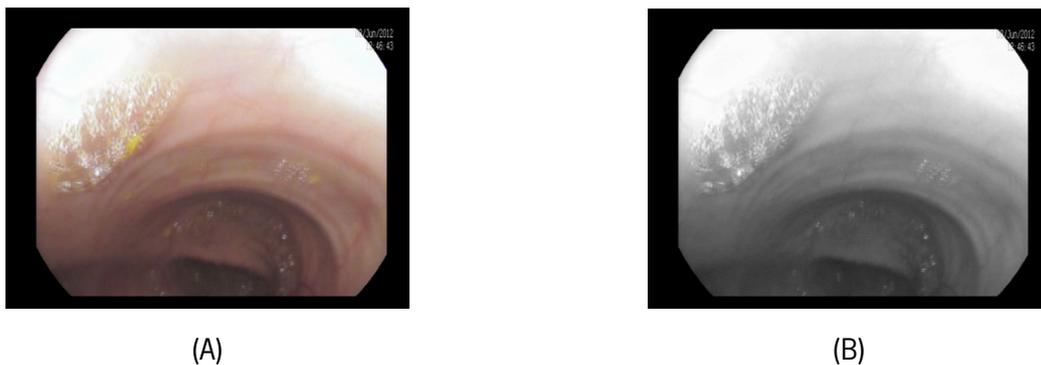


Figura 6.10 – Imagem endoscópica, (A) existe uma região mais iluminada devido à incidência da luz na parte superior, (B) conversão da imagem em (A) em tons de cinza onde é possível verificar a região superior mais iluminada.

A Figura 6.10(B) é o resultado de uma conversão para escala de cinzas, onde é possível verificar que a região superior da imagem apresenta tonalidades mais próximas do branco, verificando-se deste modo os locais onde existe maior incidência de luz. Outro efeito que se pode constatar em imagens endoscópicas é a maior iluminação de regiões mais próximas da lente, e.g. pólipos Figura 6.11.



Figura 6.11 – Imagem endoscopia cujo o achado endoscópico presente (pólipo), apresenta uma maior incidência de luz.

Existem poucos estudos que se dedicam a resolução de problemas de reflexão da luz em endoscopia. De entre os estudos encontrados há alguns que abordam o problema da detecção do brilho/reflexão da luz [139] [140] [141] [142] [143], sendo que dois desses estudos, além do problema, também descrevem a solução [141] e [143].

A abordagem de *Zhang, et al.* em [142] para a detecção do brilho/reflexão da luz baseia-se na inspeção do histograma da imagem, obtido através da multiplicação da componente intensidade pelo inverso da componente de saturação, do espaço de cor HSI. Já o trabalho de *Stehle* em [141] é baseado na inspeção do histograma da componente Y do espaço de cores YUV e a etapa de reconstrução das regiões detetadas é baseada num processo recursivo de desconvolução espectral.

Uma outra solução para corrigir estas irregularidades no brilho e reflexão, é efetuar uma simples normalização que permita equilibrar a luminosidade da imagem. A técnica “*adaptive thresholding*” apresenta-se como uma boa solução para reduzir os efeitos da luminosidade [137].

É ainda de referir, um estudo em que foi implementado um processador de vídeo para a detecção e correção de reflexos de luz em imagens endoscópicas, em tempo real, com recurso a um algoritmo denominado por *inpainting algorithm* [144]. Na Figura 6.12 é mostrado um exemplo de uma imagem que exhibe reflexões de luz e a mesma imagem sem o brilho.

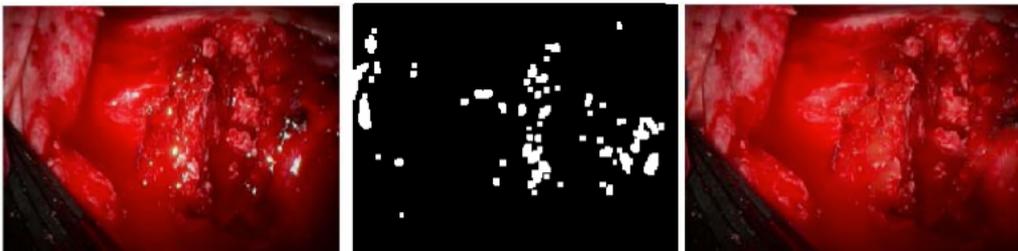


Figura 6.12 – Exemplo da implementação do algoritmo desenvolvido por *Tchoulack et al.* (retirado de [144]).

6.5 PROCESSAMENTO

O processamento de vídeo realizado no sistema *MyEndoscopy* tem como objetivo extrair o máximo de informação dos *frames* que constituem o vídeo. Esta informação extraída é o ponto de partida para duas funcionalidades fulcrais do sistema:

- Possibilitar a classificação automática do conteúdo das imagens. Esta classificação visa determinar a informação clínica existente na imagem, de forma a prestar auxílio à tomada de decisão no momento da elaboração de um diagnóstico.
- Possibilitar o armazenamento das características que descrevem o conteúdo do vídeo, de forma a que o sistema possa realizar pesquisas por conteúdo do vídeo.

O processamento engloba três módulos: segmentação, representação/extração de características e classificação. Em cada um destes módulos podem ser utilizadas diversas técnicas que permitem endereçar necessidades específicas do processamento de vídeos endoscópicos. De seguida, são apresentadas as técnicas e as abordagens que são consideradas adequadas para o contexto deste trabalho.

6.5.1 SEGMENTAÇÃO

Ao visualizar as imagens, um médico consegue identificar visualmente ou manualmente, as diferentes regiões que se encontram numa imagem. Contudo, analisar tantas imagens e identificar as regiões é um processo complexo e por vezes insuficiente.

A segmentação de uma imagem pode ser realizada:

- Manualmente (como descrito anteriormente);
- Automaticamente, onde um algoritmo seleciona automaticamente as regiões, baseando-se num conjunto de regras previamente determinadas;
- Semiautomaticamente, onde os dois métodos apresentados anteriormente são combinados.

Esta etapa consiste na divisão da imagem original em regiões ou sub-regiões homogéneas, consoante um determinado critério, de forma a extrair a informação útil, ou seja, identificar uma ou mais estruturas presentes nas imagens, separando-as das demais [145]. Para uma dada imagem ou objeto, a segmentação deve evoluir até que as regiões/objetos de interesse tenham sido isolados [79].

Algumas regiões de interesse só aparecem em imagens “anormais”, ou seja imagens com achados endoscópicos [146]. *Hiremath* [147] propôs um método para detetar a possível presença de anormalidades com recurso à segmentação por cor com base no “ 3σ -interval” para obter os limites através da análise da curvatura. Na Figura 6.13 encontra-se ilustrado um resultado deste método.

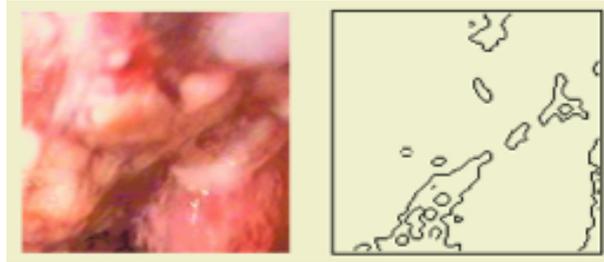


Figura 6.13 – Segmentação por cor (tonalidade mais escura) (retirado de [147]).

Uma outra região de interesse é o lúmen. Como se pode visualizar na Figura 6.14, o lúmen é uma zona escura e homogénea. A deteção do lúmen permite extrair parâmetros importantes para os algoritmos. Um exemplo é a determinação do centro e da fronteira, permitindo conhecer a orientação do trato digestivo e possibilitando futuramente a orientação de sistemas robóticos autónomos [148] [149] [150] [151] [152] [153] [154] [155].

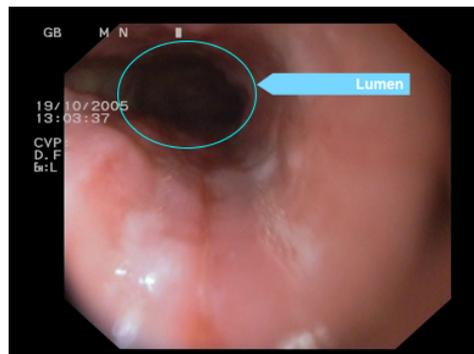


Figura 6.14 – Imagem endoscópica do esôfago, com o lúmen em destaque (retirado de [26]).

A segmentação pode ter vários papéis no processamento de um vídeo endoscópico. Para além da divisão da imagem em regiões, pode ser implementada a divisão do próprio vídeo em segmentos, consoante o órgão visualizado na imagem [156]. Esta divisão permite aplicar algoritmos de extração de características otimizados para o órgão em causa [157] [158]. Na Figura 6.15, encontra-se a divisão efetuada para a Endoscopia Digestiva Alta por órgão.

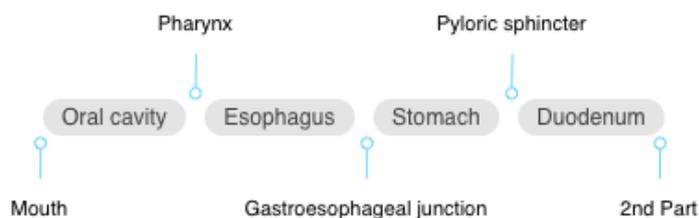


Figura 6.15 – Segmentação por zonas, numa endoscopia digestiva alta (retirado de [26]).

Existem diversos algoritmos de segmentação de imagens. Os dois mais utilizados são: o método do deslocamento médio [159] (do inglês, *mean shift*), e o método de cortes normalizados [160] (do inglês, *normalized cuts*) [161].

O método do deslocamento médio [159] é motivado pelo cálculo iterativo do gradiente KDE (*Kernel Density Estimation*), de forma a encontrar a região mais densa numa certa distribuição. A qualidade da estimativa é medida pelo erro do quadrado médio (do inglês, *Mean Squared Error* – MSE) entre a densidade e a sua estimativa, integradas ao longo do domínio de definição.

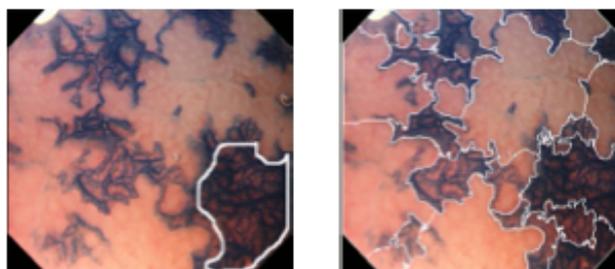


Figura 6.16 – Diferença entre uma imagem segmentada manualmente (esquerda) e uma imagem segmentada automaticamente com recurso ao algoritmo do deslocamento médio (direita) (retirado de [161]).

Por vezes, a etapa de segmentação está intrinsecamente ligada ao algoritmo utilizado na etapa de extração de características, pelo que pode variar de caso para caso, havendo a possibilidade do próprio algoritmo incluir segmentação da imagem.

6.5.2 REPRESENTAÇÃO/EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS

A extração de características, que descrevam corretamente o conteúdo do vídeo, é um processo complexo que, naturalmente, exige um conhecimento técnico aprofundado acerca das propriedades dos pixels de uma imagem, assim como das relações espaciais que existem entre esses mesmos pixels. Estas relações espaciais permitem encontrar padrões que podem ser determinantes para a posterior correta classificação das características extraídas.

O conhecimento da informação clínica que habitualmente é encontrada nas imagens também é uma mais valia, tanto para a escolha de algoritmos adequados, como para otimizar esses mesmo algoritmos.

De seguida são analisadas algumas características da imagem e a forma como podem ser extraídas de uma imagem endoscópica.

6.5.2.1 Cor

Atualmente, existem diversos espaços de cor para descrever a cor de uma imagem, destacando-se os casos do RGB, HSV, CIE Lab, YUV, CMYK ou Luv. De entre todos, os modelos mais utilizados são o RGB e o HSV [162].

O RGB é provavelmente o modelo mais conhecido, uma vez que a maioria dos aparelhos cria as suas imagens com base neste modelo. Esta opção está relacionada com o facto de existirem vários métodos para calibrar imagens em RGB, e por existirem diversas técnicas que permitem transformar o modelo RGB num modelo de cores linear e perceptualmente uniforme (e.g. XYZ, YIQ, K-L) [138]. Por outro lado, as desvantagens deste modelo baseiam-se no seu alto nível de correlação entre os seus componentes, o que significa que as alterações na intensidade provocam alterações nos três componentes.

O HSV, por sua vez, apesar de possuir as mesmas lacunas do modelo RGB, tem-se apresentado como um modelo menos sensível às variações na orientação de visualização, direção de iluminação e intensidade de iluminação. O facto de sofrer menos mudanças na cor com as alterações na luminosidade fez com que se tornasse numa vantagem na imagem endoscópica, uma vez que este é um dos problemas que mais afeta os vídeos endoscópicos [162].

O modelo de espaço de cor, é muitas vezes uma das características extraídas no processamento de imagem, pelo que existem inúmeras variantes de modelos e transformações possíveis.

A distribuição de cor na imagem fornece informação importante acerca do seu conteúdo, possibilitando a deteção de objetos e também o seu correto indexamento. O método mais usado para descrever a cor é o histograma de cores, que representa a distribuição de cores na imagem.

De forma a reduzir o efeito da presença de elementos não espectáveis, como resíduos de comida, bolhas ou fezes, é prática comum dividir a imagem em pequenos blocos. Assim, podem ser construídos os histogramas de cor para cada bloco. Cada cor representativa e a sua percentagem são obtidos para cada bloco, sendo possível analisar a quantidade e distribuição da cor individualmente e ao longo da imagem [163].

Existem diversas características de cor que podem ser extraídas de uma imagem endoscópica. No entanto, a maioria baseia-se nos conceitos apresentados anteriormente, aplicando operações matemáticas para obter representações da cor que vão de encontro às necessidades de cada estudo [18] [162] [164].

6.5.2.2 TEXTURA

A textura é uma propriedade fundamental para reconhecer superfícies. Um dos critérios para classificar imagens endoscópicas é extrair características acerca da textura da mucosa e de seguida classificar essas características com classificadores resultantes do processo de aprendizagem. A caracterização da textura

de imagens endoscópicas é dificultada por aspetos como a iluminação irregular, movimentos peristálticos ou a presença de fatores imprevisíveis relacionados com o funcionamento do aparelho digestivo.

De forma geral, as características de textura são obtidas através da análise das variações na intensidade de cor da imagem. A diferença entre o valor do nível de cinza de um pixel e os valores dos pixels vizinhos tem sido utilizado para analisar as propriedades da textura.

O método proposto por *Ojala* em [165], utiliza a abordagem anterior para propor o operador LBP (do inglês, *Local Binary Pattern*). Esta característica de textura, LBP, para além de ser computacionalmente simples, não varia em função de transformações da escala de cinzas ou em função de rotações da imagem. Para obter o modelo de textura para uma dada superfície, é calculado um código LBP para cada pixel da superfície através da comparação do seu nível de cinza com o nível de cinza dos pixels vizinhos. O histograma final constituído por códigos LBP é o modelo da textura que representa a superfície da imagem. Na Figura 6.17 é apresentado, através de histogramas LBP, o modelo de textura para representar a mucosa dos diferentes órgãos (esófago, estômago e intestino delgado).

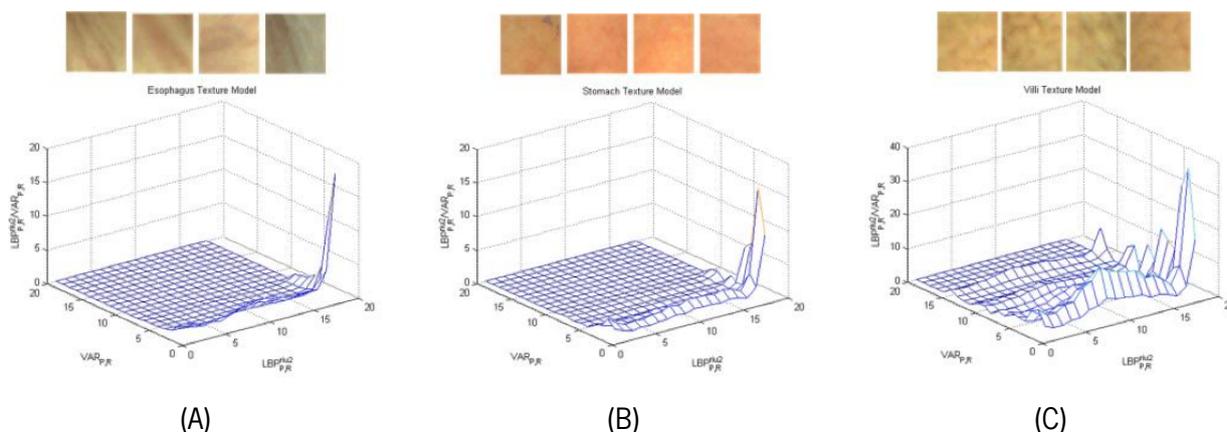


Figura 6.17 – Representação da mucosa dos diferentes órgãos através de histogramas LBP, (A) Esófago, (B) Estômago, (C) Intestino delgado (retirado de [162]).

Outra abordagem bastante referida na literatura é a chamada matriz de coocorrência de níveis de cinza (GLCM – *Gray Level Co-occurrence Matrices*), apresentada nos anos 70 por *Haralick* em [166] [167]. Esta técnica utiliza métodos estatísticos de segunda ordem que estabelecem relações espaciais entre um ponto de referência e os seus vizinhos, que pertençam a uma vizinhança próxima. Assim, nesta abordagem, a textura é caracterizada como a distribuição de níveis de cinza num determinada vizinhança (conjunto de pixels próximos).

A matriz de coocorrência é definida de forma a representar a distância e a relação espacial angular dentro de uma sub-região de uma imagem em tons de cinza. Esta coocorrência é calculada para mostrar a frequência com que um pixel, com um determinado tom de cinza, ocorre horizontalmente, verticalmente e diagonalmente em pixels adjacentes. Depois das GLCM serem criadas, a similaridade dos padrões de textura podem ser medidas [162] [164].

Os pormenores relevantes das imagens endoscópicas podem variar bastantes em termos de tamanho, logo é desejável analisar a mucosa em diversas resoluções. A teoria de *Wavelet* tem sido amplamente utilizada para este tipo de análise, uma vez que permite analisar imagens em várias resoluções e com várias frequências.

A transformada de *wavelet* fornece informação importante acerca das características de frequência e distribuição espacial de uma imagem. No processamento de imagem, a transformada pode ser alcançada com a Transformada Discreta de *Wavelet* (DWT - *Discrete Wavelet Transform*), decompondo a imagem em quatro sub-bandas (LL1, LH1, HL1 e HH1) (Figura 6.18 – A). A sub-banda é tratada como o componente de aproximação, enquanto que as restantes são tratadas como componentes de detalhes. A sub-banda LL1 pode ainda ser decomposta, de forma a obter uma decomposição *wavelet* de segundo nível (LL2, LH2, HL2 e HH2) (Figura 6.18 – B). Este processo de composição pode ser repetido com a sub-banda LL2 para obter um terceiro nível de decomposição *wavelet*. Este processo pode ser repetido até se obter o nível de aproximação necessário para analisar os pormenores em estudo.

Os coeficientes nos componentes de aproximação e de detalhe são as características essenciais a retirar da DWT para permitir a análise e representação da textura da imagem.

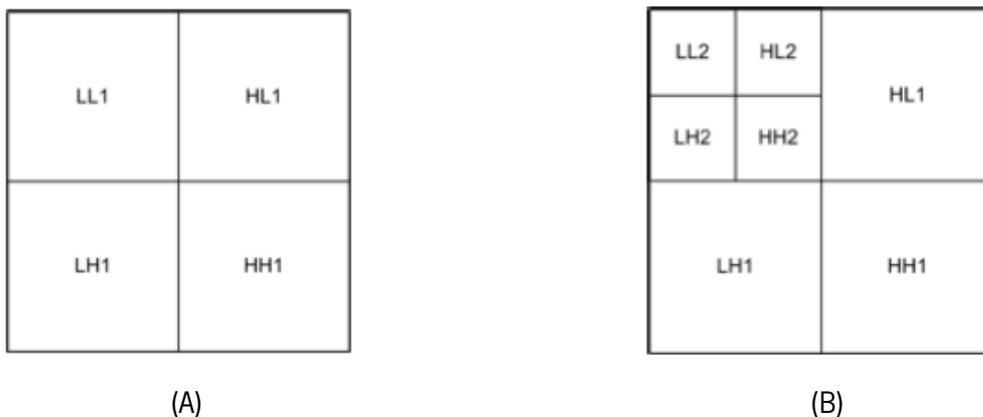


Figura 6.18 - Decomposição de uma imagem segundo a transformada discreta de *wavelet* (A) primeiro nível de decomposição, (B) segundo nível de decomposição.

Existem outras técnicas para extrair características de textura de uma imagem endoscópicas. No entanto, os métodos aqui apresentados são a base da grande maioria dos métodos que têm vindo a ser desenvolvidos e implementados [18] [138].

6.5.2.3 FORMA

A análise da forma das regiões que existam numa imagem endoscópica é um conceito que se assemelha, em muito, a alguns processos apresentados na seção de segmentação. Isto porque, o processo mais comum consiste em detetar os limites, seguindo-se a segmentação da região. De forma geral, as características extraídas correspondem à forma das regiões presentes na imagem.

Para extrair a forma das regiões, existe a necessidade de recorrer a algoritmos de seguimento de contornos. São aplicadas regras geométricas para construir a forma das regiões segmentadas. Um algoritmo ideal para capturar as características da forma das regiões, deve ter resultados concisos e as formas obtidas não devem variar em função da escala, rotação, translação e distorções provocadas pela pouca estabilidade do vídeo [162] [168].

6.5.3 CLASSIFICAÇÃO

O passo de classificação atribui uma designação à região ou à imagem em função dos valores obtidos na fase de extração de características. Este passo consiste em dois processos distintos [138]:

- Em primeiro lugar ocorre o processo de treino, que requer um conjunto de *frames* representativos, previamente selecionados e caracterizados por especialistas em gastroenterologia. Neste processo de treino, as características fornecidas são avaliadas de forma a determinar os parâmetros de classificação;
- Posteriormente, tem lugar o processo de teste, que utiliza o conhecimento adquirido na avaliação dos exemplos de treino, para classificar os novos exemplos extraídos do vídeo em análise. Os exemplos de teste são analisados um a um e o conjunto das classificações leva à atribuição de um significado (e.g. normal, pólipos, úlcera).

Atualmente, existe um vasto conjunto de algoritmos propostos na literatura para a classificação de imagens médicas [138].

A aparência visual de um sangramento (do inglês, *bleeding*), numa imagem endoscópica, é uma região com uma cor vermelha brilhante (Figura 6.19). No entanto, a cor pode depender da duração da hemorragia, uma vez, que o sangue pode vir a adquirir tonalidades mais escuras com o passar do tempo.



Figura 6.19 – Exemplos de imagens endoscópicas cujo achado endoscópico presente é o sangramento (retirado de [169] e de [56]).

Nos seus trabalhos com o espaço de cor HSV, *Lau et al.* em [170] propôs um sistema de classificação com base nesse modelo de cores, para proceder à distinção de imagens que contêm ou não sangramentos. A classificação baseia-se em regras que combinam características de luminância da cor e da saturação. Este sistema classifica as imagens numa das seguintes categorias: sem sangramento; sangramento de baixa intensidade; sangramento; e sangramento de alta intensidade.

Liu et al. em [171], utilizou o modelo de cores RGB como característica principal no seu trabalho que visa a detetar sangramentos. A classificação das características extraídas é realizada através da técnica SVM (*Support Vector Machine*).

Li et al. [172], utiliza classificadores baseados em redes neuronais para classificar imagens com e sem sangramento. O vetor de características analisadas consiste em indicadores combinados de cor e textura (momento de cromaticidade), assim como medidas estatísticas (histogramas LBP).

Penna et al. em [173] e *Karargyris et al.* em [174], propuseram metodologias alternativas para a deteção de sangramento, recorrendo por exemplo a transformações no espaço de cores, segmentação de imagens ou classificação por regras de *fuzzy*.

Um pólipio é um crescimento anormal do tecido que protuberava de uma membrana mucosa. O pólipio pode ser mole, carnoso ou fibroso, geralmente pediculado e piriforme, que se desenvolve nas cavidades revestidas por uma mucosa (e.g. esófago, estômago). Em termos de estrutura, pode ser classificado em dois tipos: os pediculados, já referidos anteriormente, que são os pólipos que se encontram ligados à

mucosa por uma haste longa e estreita (Figura 6.20 - A); e os que crescem na mucosa, ou seja, encontram-se presos, são os chamados pólipos sésseis (Figura 6.20 - B, C, D).

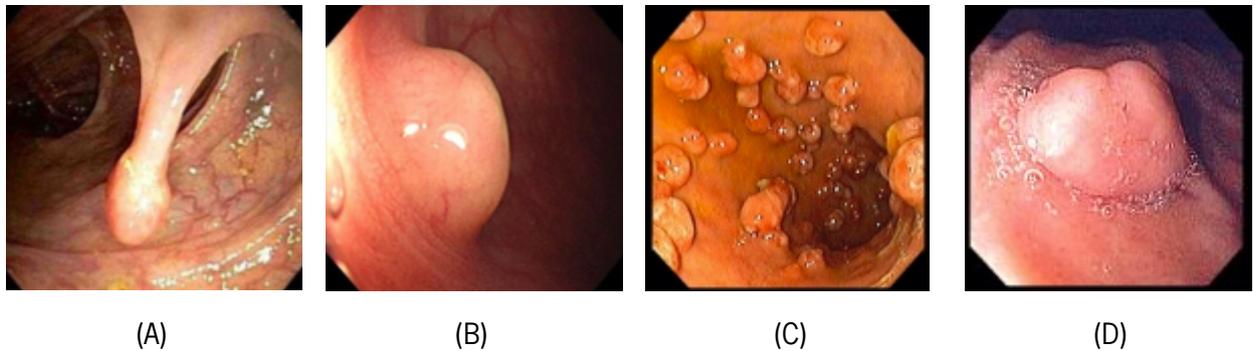


Figura 6.20 – Pólipos – tipo de estrutura, (A) pediculado, (B, C, D) sésseis (retirado de [169]) e de [175]).

A probabilidade de um pólipo se tornar maligno depende do tipo de pólipo. Existem três tipos de pólipos:

- Hiperplásticos (Figura 6.21 - A);
- Inflamatórios (Figura 6.21 - B);
- Neoplásticos (Figura 6.21 - C).

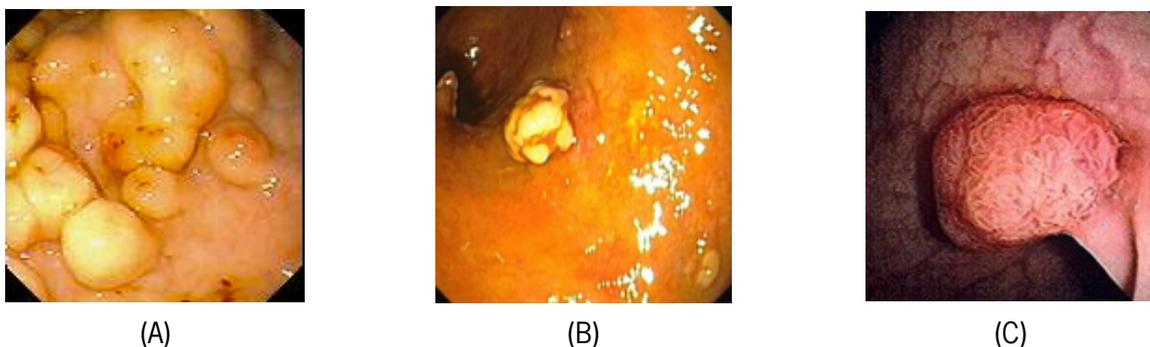


Figura 6.21 – Tipos de pólipos, (A) Hiperplástico, (B) Inflamatório, (C) Neoplástico (retirado de [169] e de [175]).

Normalmente, os pólipos possuem uma forma esférica ou semiesférica, dependendo se eles são pediculados ou sésseis, respectivamente. Às vezes, encontram-se pólipos com uma aparência semelhante a uma esfera alongada. O seu tamanho varia consideravelmente, podendo ter valores entre 6 – 29 mm ou valores superiores a 30 mm, neste último caso há a forte possibilidade de os pólipos poderem ser malignos.

Li et al. em [168], apresenta uma investigação que visa comparar duas características que descrevem a forma das regiões presentes na imagem. As características em causa são os momentos de *Zernik* e os descritores de forma propostos pelo standard MPEG-7.

Karargyris et al. em [174] sugere um sistema de classificação, baseado em regras, para proceder à classificação das características extraídas, que essencialmente se focam na deteção de formas. A classificação é realizada com base em redes neuronais.

Alexandre et al. em [136] propõe um método alternativo que, apesar de ser bastante simples, diz apresentar resultados muito positivos. Esta abordagem consiste em extrair um vetor de características que se baseia no modelo de cores RGB e nas coordenadas espaciais de cada pixel. Ao mesmo tempo são criados mais dois vetores com características comumente extraídas das imagens endoscópicas (LPB e *Color Wavelet Covariance*). O classificador SVM é utilizado para efetuar a classificação dos 3 vetores de características extraídos. Os resultados apresentados indicam a abordagem apresentada como a melhor para detetar pólipos.

Em relação à deteção de tumores, independentemente do sítio em que estes aparecem (e.g. esófago, estômago) podem aparecer sob a forma de uma saliência (Figura 6.22), ou de uma área plana anormal (placa) ou ainda como um estreitamento/aperto da zona onde aparece.

Karkanis et al. em [176], utiliza a textura como característica principal e a classificação é efetuada com base em redes neuronais.



Figura 6.22 – Imagens endoscópicas cujo achado endoscópico presente é um adenoma (tumor benigno) duodenal (retirado de [169]).

Li et al. em [177], propõe um vetor de características, orientadas à textura, constituído pelo coeficientes resultantes das técnicas de LBP e DWT. A investigação aponta que estas características em conjunto conduzem à obtenção de melhores resultados do que cada técnica individualmente.

Iakovidis et al. em [138], apresenta uma abordagem em que é realizada a extração de diversas características de cor e textura, sendo criado um vetor para ser de seguida classificado por um classificador SVM.

As úlceras são lesões (destruição da mucosa da parede) que aparecem nas paredes dos órgãos (e.g. esófago, estômago, duodeno), com um tamanho igual ou superior a 0.5 cm (Figura 6.23). Estas lesões

podem atingir os vasos sanguíneos subjacentes. Além da dor, caracteriza-se pelas hemorragias contínuas para dentro do trato digestivo (Figura 6.23 – A). Elas apresentam-se com a forma de cratera e com bordos por vezes invaginados ou pragueados.

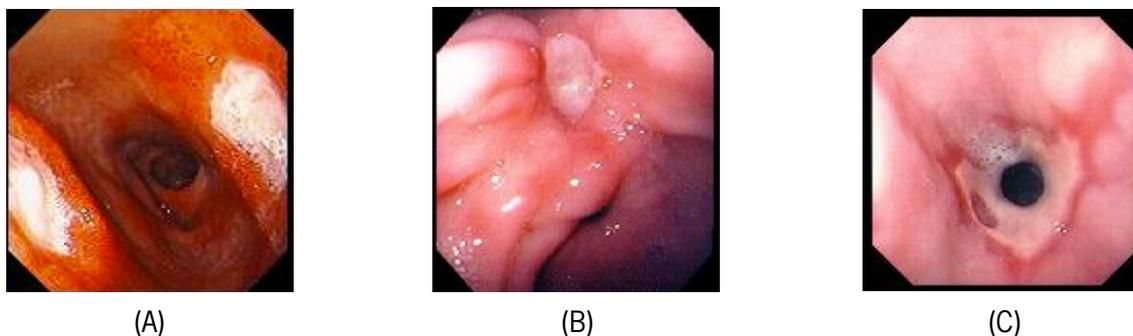


Figura 6.23 – Imagens endoscópicas de Úlceras: (A) duas úlceras no bulbo duodenal e sangramento no trato digestivo, (B) úlcera de 1 cm no antro gástrico (C) úlcera esofágica distal circunferencial associada a estenose (retirado de [169]).

Li et al. em [178] e [179], propôs um vetor que contem as características extraídas com recurso às técnicas de *curvelet transformation* e LBP. Apesar da aparência relativamente única de uma úlcera, este estudo realiza uma comparação exaustiva de características através de redes neurais para efetuar o processo de classificação, o que pode diminuir a performance da técnica.

Karargyris et al. em [74], apresenta uma abordagem para deteção de úlceras, em que a imagem é segmentada segundo as formas detetadas, sendo também extraídas características que conjugam cor e textura. A classificação das regiões é realiza com o classificador SVM.

Chen et al. em [180], propõe um processo de deteção de úlceras dividido em quatro fases (Figura 6.24). Na primeira, é criado um mapeamento para a saliência, destacando a mucosa da úlcera e seguindo-se uma segmentação da saliência. Na fase seguinte, são utilizados filtros de *Gabor* para aperfeiçoar o contorno da saliência. Na terceira fase, é construído um vetor de características com recurso à técnica LBP e a outros indicadores estatísticos. Na quarta e última fase, o vetor de características é classificado por um classificador SVM.

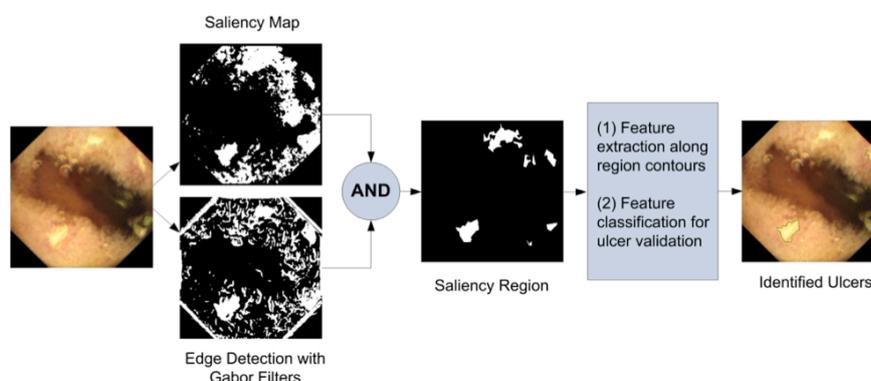


Figura 6.24 – Esquema de deteção de úlceras descrito por *Chen et al.* (retirado de [180]).

Na Tabela 6.1 encontram-se mais algumas referências a trabalhos que incluem classificação, existentes na literatura.

Tabela 6.1 – Técnicas de classificação em função da patologia referidas na literatura.

	REF.	TÉCNICA	PATOLOGIA	TÉCNICA DE CLASSIFICAÇÃO
ESÓFAGO	[181]	Flexível	Esófago de Barrett	k-NN
ESTÔMAGO	[182]	Flexível	Pólipos	SVM
	[183]	Flexível	Cancro	k-NN, SVM, Bayes
INTESTINO	[184] [185] [186] [187] [177]	Cápsula Endoscópica	Tumores	ANN, SVM, GMM (<i>Gaussian Mixture Model</i>), k-NN
DELGADO	[188]	Cápsula Endoscópica	Pólipos	<i>Thresholding</i>
	[189]	Cápsula Endoscópica	Úlceras	SVM

De seguida, são apresentadas algumas das principais técnicas de classificação presentes na literatura.

6.5.3.1 CLASSIFICAÇÃO DE DADOS

A classificação de dados consiste em obter a classificação para um vetor de características. Esta classificação pode ser realizada através de dois métodos, tendo em conta o facto de ter ou não dados de treino:

- Classificador de *Bayes*, com recurso a estatísticas dos dados;
- Aprendizagem com recurso a um conjunto de treino.

O classificador de *Naive Bayes* [190] é um algoritmo *Bayesiano* de classificação supervisionada, representado num grafo acíclico direcional (do inglês, *Direct Acyclic Graph - DAG*), onde cada vértice representa uma variável em estudo e as arestas, as relações entre elas. É construído a partir da suposição da independência condicional das variáveis de previsão de uma certa classe. Embora, em certos domínios reais, esta suposição seja violada, este facto não baixa o desempenho do paradigma em muitas situações. Ao fazer esta suposição, a previsão da classe para uma instância invisível é simplificada. Na Figura 6.25, é apresentada uma representação gráfica da estrutura de uma *Naive Bayes* [191].

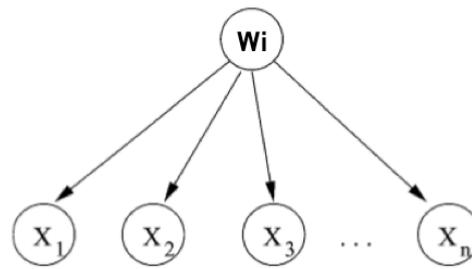


Figura 6.25 – Representação de uma *Naive Bayes* (adaptado de [191]).

A observação x será classificada numa classe w_i para a qual a probabilidade condicional $P(w_i|x)$ é a mais alta possível. Esta probabilidade é conhecida por probabilidade a posteriori da classe w_i porque é calculada depois de ser observado o vetor x . As probabilidades a posteriori calculam-se usando o teorema de *Bayes* (Equação 6.1): Desta forma é necessário conhecer as estatísticas dos dados e das classes $P(x|w_i)$ e $P(w_i)$, de modo a classificar a observação x . Essa informação não está disponível na maioria dos casos [192] [193].

$$P(w_i|x) = \frac{P(x|w_i)P(w_i)}{P(x)}$$

Equação 6.1 - A rede de Bayes implementa o Teorema de Bayes (Probabilidade condicional) a sistemas complexos de modo hierárquico.

6.5.3.2 K-VIZINHOS MAIS PRÓXIMOS (K-NN)

O método K-vizinhos mais próximos (do inglês, *K-Nearest Neighbor classification* - K-NN) é uma abordagem clássica para atribuir significado a um exemplo, de acordo com o significado dos k vizinhos mais próximos, presentes num conjunto de treino. Neste algoritmo há três elementos chave: um conjunto de objetos com significado, uma métrica de similaridade/distância para calcular a distância entre o significado dos objetos e o valor de k para indicar o número de vizinhos mais próximos a avaliar. Para classificar um objeto de teste, é calculada a distância entre este objeto e os k-vizinhos mais próximos, sendo usado o significado desses vizinhos mais próximos para determinar o significado que melhor se adequa ao objeto de teste [184] [194].

Na maioria das aplicações de k-NN, o valor de k escolhido é um número inteiro ímpar positivo, de forma a evitar situações de empate, e a distância utilizada na avaliação da vizinhança é normalmente a distância *Euclidiana* [184].

6.5.3.3 MÁQUINA DE VETORES DE SUPORTE (SVM)

As Máquinas de vetores de suporte (do inglês, *Support Vector Machines* – SVM) representam uma técnica de aprendizagem supervisionada. Esta técnica, foi inicialmente desenvolvida com o objetivo de funcionar

como classificador binário (ou duas-classes). No entanto, têm surgido propostas de diversos investigadores que visam estender o SVM de forma a que este funcione como um classificador de classes múltiplas. A maioria destas propostas sugere combinar múltiplas SVMs [193].

As SVM baseiam-se na teoria desenvolvida por *Vladimir Vapnik* [195] em 1979. Segundo *Vapnik*, o SVM ajuda na resolução de problemas relacionados com reconhecimento de padrões. O algoritmo, em questão, seleciona um pequeno conjunto de padrões de treino para definir a superfície de decisão entre as classes. Estes padrões são chamados vetores de suporte, sendo a decisão baseada nestes vetores [193] [196].

Esta técnica de aprendizagem supervisionada encontra-se dividida em duas fases:

1. Centra-se no problema de ajuste de curvas ou interpolações, de onde é extraído um modelo matemático dos dados apresentados, modelo este que distingue as duas classes em causa. É nesta fase que se encontra centrado a maior parte do processamento;
2. O modelo criado é utilizado para determinar a classe resultante de um novo conjunto de dados.

6.5.3.4 REDES NEURONAIS ARTIFICIAIS (ANN)

Uma rede neuronal artificial (do inglês, *Artificial Neural Network* – ANN) consiste num sistema paralelo que visa resolver problemas que a computação linear não consegue. Trata-se de um sistema baseado nas operações que ocorrem nas redes neuronais biológicas, sendo que o seu desenvolvimento baseia-se num procedimento iterativo que otimiza um critério de decisão normalmente conhecido por regra de aprendizagem.

O conjunto de dados que funciona como *input/output* é essencial no funcionamento das redes neuronais, uma vez que transmite a informação que é necessária para descobrir o ponto ótimo de funcionamento. A natureza não linear das redes neuronais faz com que estas sejam elementos de processamento bastante flexíveis [197].

Na Figura 6.26 é apresentado um esquema simplificado do funcionamento das redes neuronais. Começa por ser definido uma resposta esperada (D_1 D_2) que é utilizada para calibrar o funcionamento da rede neuronal. O processo iterativo de obtenção da solução ótima conhece um novo passo ao ser fornecido um novo *input* ao sistema (P_2 P_1). De seguida, o sistema processa os dados fornecidos e calcula um resultado para o *input* fornecido (Y_2 Y_1), sendo calculado um erro (e_1 , e_2) através da diferença entre a resposta esperada e o *output* real do sistema.

A informação contida no erro criado em cada iteração é fornecida ao sistema, de forma a realizar os ajustamentos necessários aos parâmetros (regra de aprendizagem) do sistema na tentativa de melhorar o resultado obtido na próxima iteração. Este processo iterativo é repetido até serem cumpridos os critérios de aceitação do *output* [197].

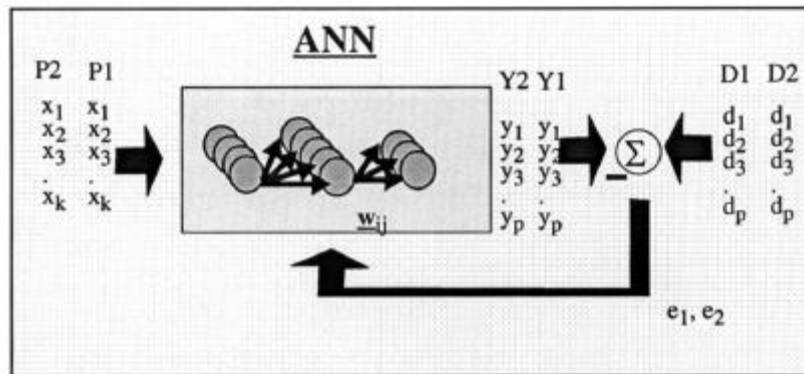


Figura 6.26 - Funcionamento básico de uma rede neuronal artificial (retirado de [197]).

6.6 ANOTAÇÃO DO CONTEÚDO DE IMAGENS E/OU VÍDEOS ENDOSCÓPICOS

6.6.1 INTRODUÇÃO

Da etapa de classificação das características extraídas, deve resultar informação semântica que possa contribuir para a caracterização clínica do vídeo. Esta informação semântica deve conter dados acerca dos objetos que se encontram em cada imagem (quem), o local do trato gastrointestinal onde esse objeto surge (onde), entre outros. Estes dados, podem ser bastante úteis para o auxílio à tomada de decisão e, portanto devem ser guardados de forma normalizada para uma posterior pesquisa por anotações semânticas.

Em termos de informação que deve ser guardada para posterior pesquisa de vídeos por conteúdo, o módulo de processamento também é importante para extrair características visuais das imagens do vídeo. Estas características visuais são importantes para a pesquisa por casos similares. Processo este que consiste na comparação de imagens através de características visuais extraídas pelos mesmos algoritmos de processamento.

O standard para descrição de conteúdo, MPEG-7, permite efetuar o armazenamento normalizado tanto das características visuais como das anotações semânticas, tornando-se desta forma num modelo de referência para a implementação de um sistema de pesquisa baseado nas características dos vídeos. Este

standard propõe um conjunto de características visuais para a descrição do conteúdo de uma imagem. Assim, ao nível do processamento, interessa perceber os métodos que são necessários para extrair estas características.

6.6.2 MPEG-7

6.6.2.1 VISÃO GERAL

A norma de descrição de conteúdo multimédia - MPEG-7 (*Multimedia Content Description Interface*), lançado em 2002, é um standard ISO/IEC (*International Standard Organization/ International Electrotechnical Commission*) desenvolvido pelo comité *Moving Picture Experts Group* (MPEG) [198]. Enquanto que as versões iniciais (i.e. MPEG-1, MPEG-2, MPEG-4), se focam na codificação e representação de conteúdo audiovisual, esta versão foca-se na descrição de conteúdo multimédia [199] [200].

A motivação para o desenvolvimento desta nova versão MPEG é apresentada pelas novas tendências tecnológicas. O aumento do número de aplicações e ferramentas audiovisuais para criação, edição, digitalização e distribuição de conteúdo com comentários audiovisuais. Num ambiente ubíquo, multidispositivo, rico em informação existe a necessidade de indexar, procurar, filtrar e gerir todo o conteúdo multimédia obtido instantaneamente ou em arquivo. A definição do standard MPEG 7 vem dar resposta a este problema com a criação de normas para a anotação de conteúdo audiovisual com comentários e indexes de conteúdo.

Um dos desafios do MPEG 7 é também a interoperabilidade entre sistemas e aplicações. Disponibiliza um conjunto de ferramentas de descrição para descrever as características do conteúdo multimédia, para que seja possível aos utilizadores pesquisar e recuperar conteúdo, de modo similar ao que ocorre nos mecanismos de pesquisa da *World Wide Web* (WWW). Isto é possível, recorrendo a descritores que definem a sintaxe e a semântica das características audiovisuais. As aplicações construídas com recurso a este standard (e.g. procura de imagens semelhantes (elementos visuais) ou de faixas de áudio, procura de imagens através da descrição da informação procurada), fazem uso da informação anotada.

Este standard utiliza um *schema XML* (*Extensible Markup Language*) como linguagem de descrição do conteúdo nos seus documentos, permitindo assim uma maior elasticidade das anotações possíveis. Adicionalmente, o XML permite uma grande interoperabilidade entre sistemas, levando à fácil difusão das metodologias implementadas.

Os descritores MPEG-7 podem ter duas formas distintas (Figura 6.27):

- Uma forma com XML como um texto, adequada para edição, pesquisa e navegação dos dados;
- Um forma binária, adequada para o armazenamento, transmissão e *streaming*.

O standard MPEG-7 define quatro tipos de elementos (Figura 6.27): *Descriptors* (D), *Description Schemes* (DSs), *Description Definition Language* (DDL), e *coding schemes* [200] [201]. Os elementos de metadados e a sua estrutura são definidos na norma como sendo D e DSs. Estes elementos designados *Description Tools*, relacionam-se entre si e formam as descrições de informação que constituem a base para as aplicações, que posteriormente acedem aos dados.

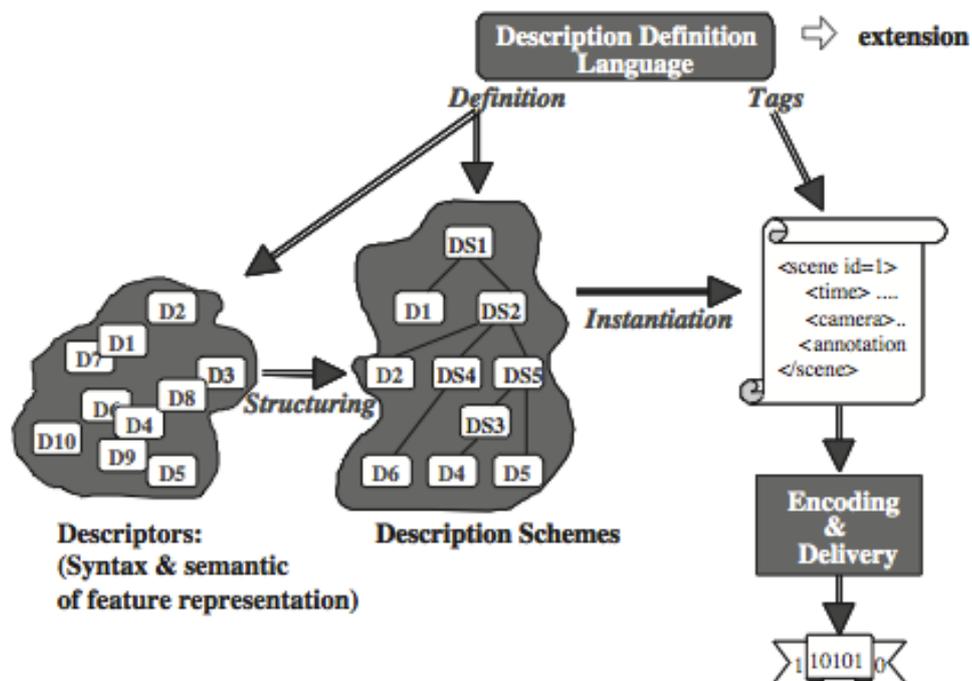


Figura 6.27 - Componentes principais da norma MPEG-7 (retirado de [201]).

O XML foi também escolhido para construir a base da *Description Definition Language*. No entanto, foram adicionadas algumas extensões, uma vez que o *schema* XML não é suficientemente abrangente para satisfazer todos os requisitos da DDL. A DDL não é uma linguagem UML mas sim um esquema de linguagem para representar os resultados da descrição de conteúdo audiovisual (e.g. DSs e Ds).

A definição deste standard apresenta alguma lacunas, como a falta da definição de qualquer processo para a extração automática de características ou descritores de vídeo ou áudio, assim como a falta de componentes de pesquisa que utilizem as anotações criadas [202].

Todo o conjunto de ferramentas de descrição de conteúdo disponibilizadas pelo standard MPEG-7 têm como objetivo normalizar a descrição das características visuais. Na Figura 6.28 é apresentada uma visão geral das ferramentas disponíveis, sendo de destacar os descritores visuais de domínio geral que permitem descrever o conteúdo multimédia de uma forma geral. Estes descritores visuais são abordados em detalhe na secção seguinte.

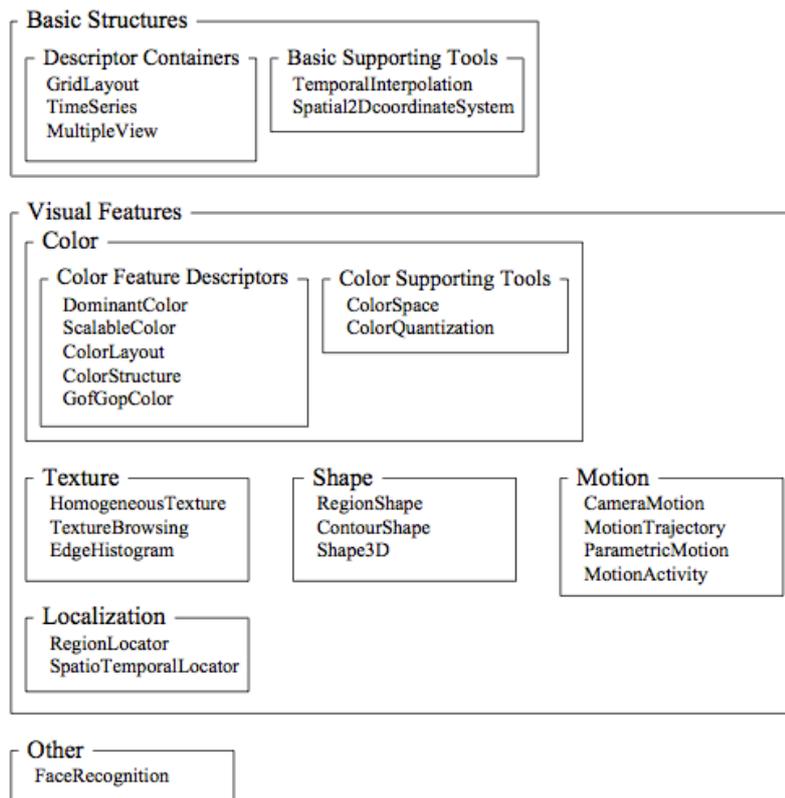


Figura 6.28 – Visão geral das ferramentas de descrição das características visuais (retirado de [203]).

6.6.2.2 DESCRITORES VISUAIS

Os descritores visuais são baseados nas características visuais que permitem medir a similaridade entre imagens ou vídeos. Os descritores MPEG-7 podem ser usados para pesquisar e filtrar imagens com base em diversos aspetos visuais (e.g. cor, forma, textura, movimento ou localização) [203] [204].

6.6.2.2.1 COR

A cor é um atributo visual importante, tanto para a visão humana como para o processamento computacional. De seguida é apresentada uma visão geral dos descritores que são considerados pelo standard MPEG-7 para descrever conteúdo visual com base sua na cor, e que se são relevantes considerando as características normais das imagens endoscópicas.

- *Dominant Color* (DC)

Este descritor fornece uma descrição compacta das cores representativas de uma região da imagem. As cores representativas são calculadas a partir da própria imagem e não através de valores previamente determinados no espaço de cor, permitindo a representação da cor seja mais precisa e compacta.

Para cada região da imagem, a composição do descritor baseia-se quatro valores: vetor de componentes do espaço de cor, que descrevam cada cor da região (c_i); um vetor com as percentagem das cores (p), um vetor com um indicador da variância de cada cor (v_i); por último, um indicador geral da coerência espacial das cores (s) [205].

$$F = \{\{c_i, p_i, v_i\}, s\}, (i = 1, 2, \dots, N)$$

Equação 6.2 – Componentes do descritor DS (retirado de [205]).

- *Scalable Color* (SC)

O descritor SC consiste na construção de um histograma de cores. O espaço de cores pré-estabelecido é o HSV com uma quantização uniforme do espaço de cor. Com um quantização de 256 posições, existe espaço para 16 níveis de H (*Hue*), 4 níveis de S (*Saturation*) e 4 níveis de V (*Value*).

Para efeitos de compressão, o histograma pode ser convertido através da transformada de *Haar*, sendo que esta transformação é mais importante para o armazenamento e pesquisa. Os valores de histograma são extraídos, normalizados e mapeados, de forma não lineares, para uma representação de número inteiro de 4 bits, dando maior importância para valores pequenos. A Transformada de *Haar* é aplicada aos valores de 4 bits inteiros para cada barra do histograma [205].

- *Group-of-Frames/Group-of-Pictures* (GoF/GoP)

O descritor GoF/GoP define uma estrutura necessária para representar as características de cor obtidas, de uma coleção de *frames* semelhantes ou pertencentes ao mesmo vídeo. É bastante útil para a recuperação em repositórios de imagens e vídeos.

Este descritor é constituído pela média, mediana e histogramas de interseção para um determinado grupo de *frames*, sendo calculados através dos histogramas individuais obtidos para cada *frame* através do descritor SC [206].

- *Color Structure* (CS)

Este descritor representa uma imagem, tanto pela sua distribuição de cor (similar a um histograma de cores), como pela sua estrutura espacial e local da cor. A subdivisão da imagem em regiões é realizada, normalmente através de pequenos blocos quadrados de pixéis ($N \times N$). As informações adicionais acerca da estrutura de cor fazem com que o CS seja sensível a certas características da imagem, que o histograma de cores não tem sensibilidade para reconhecer. A característica extraída consiste na contagem do número de vezes que uma determinada cor está presente em cada elemento segmentado da imagem. O espaço de cor utilizado para este descritor é o HMMD, sendo extraído o valor h (hue, tal como espaço de cores HSV) para determinar a distribuição da cor [205].

- *Color Layout (CL)*

O descritor CL foi projetado com o intuito de capturar a distribuição espacial das cores na imagem ou numa região com uma forma arbitrária, caracterizando-se pela não variação em função da resolução e pela sua utilidade na segmentação de imagens que permite uma rápida pesquisa baseada em características estruturais e espaciais.

O CL é um descritor compacto que coloca as cores dominantes numa grelha e que de seguida aplica a transformada do cosseno discreto (do inglês, *Discrete Cosine Transform - DCT*). Os coeficientes obtidos desta operação são codificados para se obter o resultado final. As cores da imagem/região resultam num conjunto de coeficientes, sendo aplicado de seguida um método de escolha de descritores que permite construir um descritor CL para cada cor fundamental [205].

6.6.2.2 TEXTURA

A textura da imagem é um importante atributo visual para pesquisar e navegar através de grandes coleções de padrões similares. De seguida é apresentada uma descrição geral dos descritores que são considerados pelo standard MPEG-7 para descrever conteúdo visual baseado na textura, e que se são relevantes considerando as características normais das imagens endoscópicas.

- *Homogeneous Texture (HT)*

O descritor HT descreve a direccionalidade, grossura e regularidade de padrões em imagens, fornecendo uma caracterização quantitativa da textura indicada para imagens homogéneas. Esta informação é obtida através de uma conjunto de passos. Em primeiro lugar, a imagem é filtrada com recurso a um conjunto de filtros sensíveis à orientação e escala. De seguida, com os resultados do passo anterior, é calculada a

média e o desvio padrão no domínio das frequências. O espaço da frequência é dividido em X canais com a mesma amplitude de direção angular e com uma determinada amplitude de direção radial. No final das operações tem-se como resultado a energia de textura da imagem, assim como a sua variante em cada um dos canais. Com estes dados, o descritor HT pode ser calculado através da fórmula apresentada na Equação 6.3, onde os dois primeiros componentes representam, respetivamente, a intensidade média e o desvio padrão para a energia de textura da imagem. Os restantes componentes correspondem às variantes obtidas [206] [207] [208].

$$HT = [f_{DC}, f_{SC}, e_1, e_2, \dots, e_{30}, d_1, d_2, \dots, d_{30}]$$

Equação 6.3 – Fórmula para cálculo do descritor HT (retirado de [206]).

- *Local Edge Histogram* (LEH)

O descritor LEH captura a distribuição espacial dos contornos, sendo mais indicado para imagens não homogêneas. A imagem em análise é subdividida em regiões de poucos pixels, sendo calculado um valor de LEH para cada uma dessas regiões. Segundo a especificação do descritor, os contornos são divididos em 5 categorias: verticais, horizontais, diagonais com 45°, diagonais com 135° e sem direção definida. O resultado para cada uma das regiões é constituído por valores para estas 5 categorias [206] [207].

6.6.2.2.3 FORMA

A forma dos objetos fornece informação bastante importante para determinar a identidade e funcionalidade de cada objeto. Os seres humanos podem reconhecer objetos característicos de uma imagem exclusivamente a partir de suas formas, permitindo que muitas vezes seja inferida automaticamente alguma informação semântica. Isto distingue a forma das restantes características visuais elementares, como cor, textura, que, embora igualmente importantes, geralmente não revelam a identidade de um objeto.

- *Region-Based Shape* (RBS)

O descritor RBS expressa a distribuição de pixels para uma região/objeto 2D. Pode ser utilizado para descrever objetos complexos que consistam em múltiplas regiões desconectadas, assim como objetos simples com ou sem buracos.

Em termos de algoritmo, o RBS baseia-se em algumas técnicas de deteção da forma baseadas em momentos, já existentes. Assim, este descritor consiste num conjunto de diversas funções para efetuar

transformações radiais angulares, que classificam as formas existentes na imagem ao efetuar cálculos em várias direções angulares e radiais. No total, o descritor RBS tem 35 coeficientes [206] [209].

- *Counter-Based Shape* (CBS)

O CBS é utilizado para descrever regiões/objetos, que são expressas mais facilmente através da informação de contorno. Este descritor é baseado na técnica de CSS (do inglês, *Curvature Scale-Space*) de representação de contornos, incluindo também valores excentricidade e circularidade para os contornos originais e filtrados. Um índice CSS é utilizado para efetuar o processo de correspondência, e indica as alturas do pico mais proeminente, assim como as posições horizontal e vertical dos picos restantes da designada, imagem CSS. O tamanho médio do descritor é de 122 bits/contorno [206] [209].

CAPÍTULO 7

DIFUSÃO

7.1 INTRODUÇÃO

O projeto *MyEndoscopy* surgiu da constatação de que existia uma lacuna nos sistemas de informação encontrados na maioria das entidades ligadas à prestação de cuidados de saúde, na área da endoscopia, em Portugal. Essa lacuna diz respeito à falta de partilha da informação que é obtida num exame endoscópico, tanto entre profissionais da mesma entidade como entre diferentes entidades. Uma vez que esta lacuna na comunicação e partilha de informação funcionou como motivação para o desenvolvimento do sistema, o módulo de difusão é aquele que desde logo adquiriu uma maior relevância.

Neste módulo são tratados os diversos assuntos relacionados com a partilha de informação. O primeiro aspeto importante é a disponibilização rápida, confiável, segura, versátil e contínua da informação, através de interfaces que facilitem a sua pesquisa e visualização, independentemente de se tratar de conteúdo audiovisual, anotações clínicas ou informação administrativa.

O sistema *MyEndoscopy* pretende que a informação seja partilhada por várias organizações, existindo ainda a possibilidade de certas entidades de investigação acederem a alguns dados. De forma a facilitar a participação das entidades neste processo, é importante que o armazenamento e pesquisa de informação sejam transparentes para o utilizador, permitindo que este realize essas operações a qualquer hora e local, sem se preocupar com a real localização da informação. Este paradigma é facilmente comparável ao conceito de computação em nuvem, pelo que esta será a abordagem utilizada para gerir a informação.

Uma vez que a pesquisa de informação é um dos processos mais importantes na partilha de informação entre diferentes entidades e/ou profissionais, a existência de um motor de pesquisa robusto, que permita pesquisar por conteúdo multimédia e por anotações, é uma das características mais importantes para que os profissionais possam pesquisar casos semelhantes ou investigar casos raros.

7.2 NUVEM

7.2.1 INTRODUÇÃO

A computação em nuvem, também conhecida por “*Cloud Computing*” é um dos conceitos que abre novas perspetivas para atingir uma crescente difusão de informação. Essencialmente, baseia-se na ideia de se utilizar, em qualquer lugar e independentemente da plataforma, as mais variadas aplicações e recursos

através da internet, com a mesma facilidade com que estes são utilizados através do acesso local na própria máquina. Assim, os arquivos e outros dados relacionados já não precisam de estar armazenados no computador do profissional de saúde, passando a estar encriptados e disponíveis remotamente numa área de acesso restrito [210].

Analisando o sistema proposto neste trabalho, cada *MIVbox* armazena localmente o material multimédia proveniente do exame. No entanto, o sistema geral é constituído por diversas entidades, e cada entidade, dependendo do tipo, pode ser composta por 1 ou mais *MIVboxes*, ou simplesmente por um computador com acesso à rede. Para além da informação multimédia de cada *MIVbox*, existe informação clínica e administrativa armazenada numa base de dados centralizada.

Esta pluralidade de localizações físicas da informação constitui um problema para a pesquisa de informação por parte do utilizador do sistema, pois com uma interface normal de pesquisa, o utilizador teria de escolher qual o repositório ao qual queria aceder para efetuar a sua pesquisa. Desta forma, deve existir um modo de partilhar constantemente toda a informação através de um serviço de Computação em Nuvem, que permita abstrair o utilizador da localização física da informação. Em termos de *software* utilizado na *workstation*, o acesso à nuvem é efetuado através de uma aplicação *web*, acessível por um *browser*. Assim, o único requisito do ponto de vista do utilizador é ter uma conexão à internet, de forma a poder aceder aos recursos disponibilizados pela nuvem.

7.2.2 CONCEITO ALARGADO

Atualmente, não existe consenso sobre a definição de computação em nuvem, no entanto, é consensual que a definição feita pelo NIST (*National Institute of Standards and Technology*) é aquela que parece ser mais precisa. A NIST [211] define computação em nuvem como:

“a model for enabling convenient, on-demand network access to a shared pool of configurable computing resources (e.g., networks, servers, storage, applications, and services) that can be rapidly provisioned and released with minimal management effort or service provider interaction”⁷.

Para *Gartner* (líder mundial de pesquisa e aconselhamento sobre Tecnologia da Informação) em [212]:

⁷ Em Português, “Um modelo que permita aceder, de modo conveniente e focado nas necessidades do utilizador, a um conjunto de recursos computacionais partilhados em rede (e.g. redes, servidores, armazenamento, aplicações e serviços). Estes recursos podem ser rapidamente configurados e disponibilizados com o mínimo de esforço de gestão ou interação com o fornecedor de serviços”.

“*Cloud Computing is a style of computing in which scalable and elastic IT-enabled capabilities are delivered as a service to external customers using Internet technologies*”⁸.

Considerando uma descrição mais detalhada, o conceito de computação em nuvem refere-se ao acesso remoto a recursos de computação que geralmente são geridos e utilizados por um fornecedor externo, com uma infraestrutura bem estabelecida em vários *data centers*. Estes fornecedores têm um conjunto de recursos computacionais que podem ser usados na forma de serviço, levando a investimentos mínimos que podem ser diminuídos ou aumentados consoante as necessidades dos clientes. Todos os serviços são disponibilizados através da *Internet* e os utilizadores não necessitam de saber como funcionam ou como são implementados, ou seja, o utilizador só precisa de saber como usá-los [213].

7.2.3 VISÃO GERAL

A computações em nuvem aparece como uma combinação das tecnologias (“*Virtualization*”⁹, “*Grid Computing*”¹⁰ [214], “*Utility Computing*”¹¹ [215]), reunindo as suas principais capacidades, de forma a fornecer ao utilizador uma melhor experiência. Para tal, a computação em nuvem é composta por cinco características essenciais, por três modelos de serviço e por quatro modelos de disponibilização [213].

7.2.3.1 CARACTERÍSTICAS ESSENCIAIS

Tanto na teoria como na prática, a computação em nuvem tornou-se relativamente consistente num curto período de tempo. De seguida, são apresentadas as cinco características essenciais que evidenciam o rápido crescimento desta tecnologia [213] [216] [217]:

- ✓ **Self-Service em função das necessidades** (do inglês, *On-Demand self-service*) – O consumidor deverá fazer novos pedidos ou aumentar a sua utilização das funcionalidades de computação em nuvem. Este aumento é realizado automaticamente sem qualquer interação humana na parte do fornecedor dos serviços.
- ✓ **Amplo acesso à rede** (do inglês, *Broad network access*) – Esta característica significa que os serviços da nuvem estão acessíveis a partir de qualquer plataforma. Estes serviços são utilizados

⁸ Em Português, “*Computação em nuvem é um estilo de computação no qual, certas funcionalidades escaláveis e elásticas, baseadas em tecnologias de informação, são disponibilizadas como um serviço a clientes externos utilizando tecnologias Web*”.

⁹ *Virtualization* – é um paradigma emergente da TI, que separa as funções de computação e as implementações de tecnologia, do *hardware* físico.

¹⁰ *Grid Computing* - é um modelo computacional capaz de alcançar uma alta taxa de processamento, ao dividir as tarefas por diversas máquinas. Isto pode acontecer na rede local ou remotamente.

¹¹ *Utility Computing* - é um conjunto de recursos de computação, tais como armazenamento, computação e serviços.

através de mecanismos standard, que promovem o uso de plataformas heterogéneas. O cliente pode aceder aos serviços através de vários tipos de plataformas, como *smartphones*, computadores pessoais, *tablets*, entre outros, simplesmente tendo acesso à rede.

- ✓ **Agrupamento de Recursos** (do inglês, *Resource Pooling*) – Os recursos utilizados na computação em nuvem são reunidos geograficamente. Os designados recursos virtuais, são alocados ou realocados dinamicamente em função das necessidades dos utilizadores. O cliente não tem controlo sobre a localização real do recurso que está a usar, podendo ter apenas alguma informação que o fornecedor de serviços queira disponibilizar. Os recursos virtuais podem ser categorizados nos seguintes tipos: armazenamento, processamento, memória, largura de banda e máquinas virtuais.
- ✓ **Rápida Elasticidade** (do inglês, *Rapid Elasticity*) – A elasticidade é definida como a habilidade de alocar recursos mais ou menos à medida que estão são requisitados, com rapidez e agilidade. Na perspetiva do cliente, a nuvem parece ser infinita e com recursos ilimitados; Na realidade, a nuvem deverá ir adquirindo mais ou menos recursos e capacidade de computação à medida que os seus serviços assim o exigem. Esta é uma das características que torna a computação em nuvem num serviço bastante atrativo.
- ✓ **Serviços mensuráveis** (do inglês, *Measured Service*) – Todos os serviços são controlados e monitorizados automaticamente na nuvem, de forma a que o utilizador possa otimizar a forma como consome esses serviços, assim gerir a sua utilização da própria nuvem. Por outro lado, o fornecedor tem uma visão real dos serviços que está a oferecer e da carga que cada um representa.

7.2.3.1 MODELOS DE SERVIÇO

Perceber os aspetos chave da computação em nuvem e as suas arquiteturas básicas é essencial para escolher a solução correta de computação em nuvem para cada organização ou conjunto de organizações. Cada organização escolhe um modelo de serviço e um modelo de disponibilização, de acordo com os seus requisitos técnicos, operacionais e de negócio. De seguida é apresentada uma pequena explicação dos três modelos de serviço que podem funcionar como base para perceber o funcionamento da nuvem assim como assimilar conhecimentos que permitam determinar posteriores otimizações das suas funcionalidades em função dos requisitos [213] [216] [217]:

- ✓ **Software como um serviço** (do inglês, *Cloud Software as a Service - SaaS*) – Neste modelo de serviço, o utilizador tem a possibilidade de usar uma ou mais aplicações e/ou recursos computacionais, que não são disponibilizados pelo dispositivo do utilizador, mas sim pelo serviço de nuvem, sendo acedidos pelo utilizador através da internet. O maior objetivo deste modelo é reduzir o custo total do desenvolvimento, manutenção e operacionalização do software e hardware. As questões de segurança são geridas quase em exclusivo pelo fornecedor do serviço de nuvem. O cliente da nuvem não gere nem controla a infraestrutura ou as aplicações, à exceção de seleccionar preferências e efetuar configurações administrativas nas aplicações utilizadas.
- ✓ **Plataforma como um serviço** (do inglês, *Cloud Platform as a Service - PaaS*) – Este modelo de serviço disponibiliza uma plataforma de computação, que dá ao utilizador a capacidade de projetar, desenvolver e implementar aplicações, necessitando de ter apenas um dispositivo para se ligar à internet. O principal objetivo deste modelo é reduzir o custo e a complexidade inerentes ao processo de compra, alojamento e gestão dos componentes de software e hardware subjacentes à plataforma de desenvolvimento, incluindo ferramentas de desenvolvimento e gestão de base de dados. O cliente tem controlo sobre as aplicações e sobre as configurações do ambiente de desenvolvimento. Os aspetos de segurança são geridos em conjunto pelo fornecedor e cliente.
- ✓ **Infraestrutura como um serviço** (do inglês, *Cloud Infrastructure as a Service - IaaS*) – Neste modelo de serviço são disponibilizadas máquinas virtuais para o cliente, com funcionalidades de processamento, armazenamento de dados, servidores e componentes de rede. Com este tipo de serviço, o fornecedor disponibiliza as suas máquinas ao cliente, e este paga pela sua utilização. Os ambiente de computação é fornecido tal como pedido pelo cliente, e este não necessita de se preocupar com os custos de manutenção ou com melhorias do hardware utilizado. O objetivo passa por evitar a compra, alojamento e gestão dos componentes básicos de software e hardware de uma infraestrutura. Geralmente, o cliente tem liberdade para escolher o sistema operativo e o ambiente de desenvolvimento. Os aspetos de segurança são geridos, em grande parte, pelo cliente, ficando apenas a segurança da infraestrutura básica a cargo do fornecedor.

A Figura 7.1 ilustra, para cada modelo de serviço apresentado anteriormente, as diferenças de contexto e de níveis de controlo do cliente e fornecedor da nuvem. No centro do esquema, são apresentadas cinco camadas conceptuais para o ambiente geral de uma nuvem. As setas à esquerda e direita representam o alcance do cliente e fornecedor, em termos de controlo sobre cada camada. Como seria de esperar,

quanto maior for o nível de suporte efetuado pelo fornecedor da nuvem, menor é o contexto de utilização e o controlo do cliente da nuvem sobre o sistema.

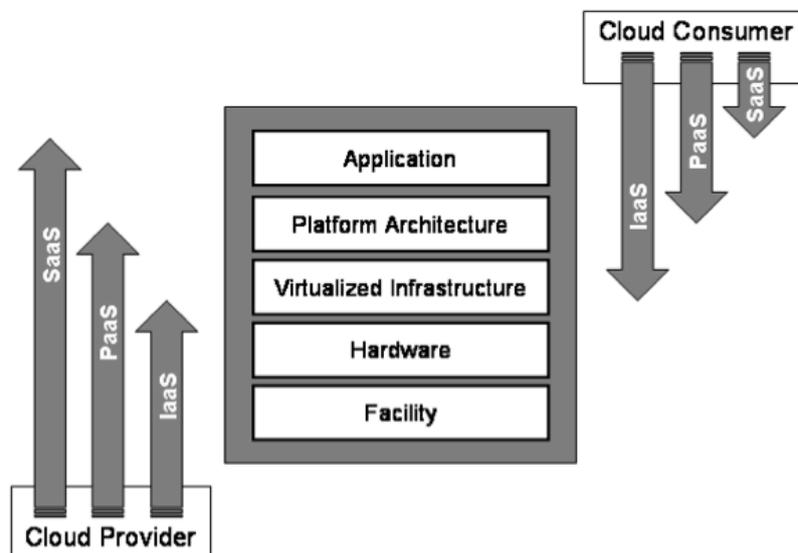


Figura 7.1 – Diferenças no contexto de utilização e no controlo de da nuvem, em função do modelo de serviço (retirado de [216]).

7.2.3.1 MODELOS DE DISPONIBILIZAÇÃO

Disponibilizar serviços de computação em nuvem pode ser uma tarefa bastante diferente consoante os requisitos dos clientes. Globalmente, são identificados quatro modelos de disponibilização, que são apresentados de seguida. Cada um desses modelo tem características que permitem endereçar certas necessidades dos utilizadores da nuvem [213] [216] [217].

- ✓ **Nuvem Privada** (do inglês, *Private Cloud*) – O modelo de nuvem privada indica que a infraestrutura que suporta a nuvem é utilizada apenas por uma organização. A gestão pode ser efetuada pela organização ou por terceiros, e a infraestrutura da nuvem pode ser alojada ou não na organização. Uma nuvem privada tem o potencial de dar à organização um maior controlo sobre a infraestrutura, recursos e clientes de uma nuvem.
- ✓ **Nuvem Pública** (do inglês, *Public Cloud*) – O modelo de nuvem pública indica que a infraestrutura está disponível ao público em geral ou a um grande número de organizações e é gerida e controlada, a todos os níveis, por uma entidade que fornece os serviços disponíveis na nuvem.
- ✓ **Nuvem de Comunidade** (do inglês, *Community Cloud*) – Este modelo tem características intermédias entre uma nuvem privada e uma nuvem pública, no que diz respeito ao conjunto de utilizadores alvo. Em termos gerais, tem mais semelhanças com a nuvem privada, mas a sua

infraestrutura e recursos computacionais são utilizados por duas ou mais organizações que têm considerações semelhantes de privacidade, segurança e gestão.

- ✓ **Nuvem Híbrida** (do inglês, *Hybrid Cloud*) – O modelo de nuvem híbrida indica que a infraestrutura é gerida de acordo com dois modelos em conjunção. Um exemplo comum passa pela conjunção entre o modelo de nuvem pública e o modelo de nuvem privada.

7.2.4 SEGURANÇA

7.2.4.1 INTRODUÇÃO

Os aspetos de segurança da informação dizem respeito à proteção da confidencialidade e integridade da informação, assegurando sempre a disponibilidade dessa mesma informação. Uma organização que detém e gere operações que envolvem tecnologias da informação irá, normalmente, tomar as seguintes medidas para proteger a sua informação [211] [216]:

- Controlo administrativo de acesso aos dados, com base na especificação dos utilizadores que podem ou não realizar operações relacionadas com os dados armazenados, tais como criar, aceder, partilhar, mover ou eliminar;
- Controlo físico, no sentido de proteger os dispositivos de armazenamento e as instalações onde esses dispositivos estão alojados;
- Controlo técnico, através da gestão de identidade e acesso dos utilizadores, encriptação dos dados armazenados e transmitidos, entre outros com menor relevância.

Quando uma organização passa a utilizar o paradigma de comutação em nuvem, toda a informação gerada e processada estará fisicamente alojada em equipamentos que são geridos e mantidos pelo fornecedor. Neste contexto, a questão fundamental é o cliente obter a garantia de que o fornecedor irá implementar os mesmos métodos de controlo administrativo e técnico que o cliente iria implementar por ele mesmo. Assim, as seguintes questões tornam-se pertinentes, quando uma entidade de saúde pretende avaliar o sistema ao nível da segurança [211] [216]:

- Estabelecer métricas de conformidade, no que diz respeito às exigências do cliente em relação à proteção da sua informação que irá ficar na nuvem. Os critérios poderão passar por especificar níveis de detalhe para a criação de *logs* para auditoria, geração de alertas ou a criação de relatórios de atividade;

- Os requisitos de segurança devem ser configuráveis, para que o cliente possa alterar, em qualquer momento, os níveis de segurança utilizados nas diversas funcionalidades dos serviços da nuvem;
- No que diz respeito à encriptação dos dados, deverão ser conhecidos pelo cliente aspectos como a segurança do algoritmo de encriptação ou os esquemas de gestão de chaves de encriptação.

De modo geral, e especificamente no caso do *MyEndoscopy*, existem questões de segurança que devem ser analisadas e precavidadas tanto pelo fornecedor de serviços como pelas organizações que utilizam a nuvem. De seguida são apresentadas, as questões mais relevantes, no contexto do sistema *MyEndoscopy*.

7.2.4.2 PRINCIPAIS QUESTÕES DE SEGURANÇA

❖ Privacidade de dados

A privacidade da informação tenta endereçar o problema da confidencialidade dos dados de cada instituição. É necessário que haja uma interpretação lógica de quem é o dono da informação e dos restantes intervenientes que têm autorização, fechando inequivocamente o acesso a essa informação por parte de terceiros [218]. Além disso, a privacidade da informação está diretamente relacionada com questões legais e éticas, pelo que é necessário perceber junto dos clientes (entidades prestadoras de cuidados de saúde), quais as restrições de confidencialidade que devem ser impostas sobre a informação. Por exemplo, os médicos poderão não querer partilhar os seus diagnósticos com outras entidades, assim como o paciente pode não autorizar a partilha das imagens do seu exame.

Num cenário típico de separação de dados, a informação sensível fica logicamente separada da informação menos sensível (e.g. pastas diferentes). No entanto, com a dinâmica da partilha de informação atual é vantajoso o sistema armazenar a informação no mesmo repositório, com diferentes níveis de proteção. Assim, é necessário que a informação sensível seja tratada de forma cuidadosa para evitar a sua distribuição como informação menos sensível [216]. Por exemplo, um investigador poderá ter acesso a um exame e não a outro, embora ambos estejam na mesma pasta. Esta diferença deve-se à informação relacionado com exame, que indica se pode ser divulgado para investigação científica.

Deste modo, devem ser disponibilizadas métodos de encriptação confiáveis, para proteger os dados de sessões Web, assim como outras transferências de dados que requeiram confidencialidade. Dependendo das exigências do utilizador, também ser possível encriptar os dados armazenados na base dados [211].

❖ **Integridade do Sistema**

A nuvem exige proteção contra a alteração de versões de software ou a sabotagem de funcionalidades. Dentro de uma nuvem existem vários intervenientes: clientes, fornecedor, e uma variedade de administradores. A capacidade restringir o acesso à informação para os grupos de intervenientes, que têm esse direito, permite manter os ataques maliciosos fora do acesso à nuvem. Esta restrição de acesso tem que ser efetuada por mecanismos de autenticação que comprovem inequivocamente a autenticidade dos dados de identificação do interveniente, tais como restrição do espaços de *IPs* e acesso por VPN (do inglês, *Virtual Private Network*) [218].

Sem este tipo de proteção, dadas as características da nuvem, seria difícil para um cliente verificar a integridade das aplicações disponibilizadas pela nuvem, tal como seria difícil para o fornecedor garantir a identidade do interveniente [211].

❖ **Browsers**

Geralmente, as aplicações disponibilizadas na nuvem utilizam o *Browser* do cliente como interface gráfica, fornecendo um ambiente em que o cliente utiliza uma aplicação sem utilizar os seus recursos e com o mesmo rendimento. Apesar das vantagens inerentes à utilização dos *Browsers* do lado do cliente, são necessárias precauções para que não seja realizada qualquer sabotagem no *Browser* utilizado, uma vez o seu comprometimento, poderia comprometer todos os dados que o utilizador envia ou receba da nuvem [211].

7.2.5 NUVEM DO *MYENDOSCOPY*

7.2.5.1 MODELO ADOTADO

O sistema *MyEndoscopy* tem alguns requisitos e pressupostos que permitem definir qual o modelo de nuvem mais indicado para implementar neste sistema. Em primeiro lugar, o sistema foi projetado como o intuito de facilitar a partilha de informação entre várias entidades de prestação de cuidados de saúde, que são geridas pela mesma entidade de nível superior, ou que, por iniciativa própria, têm acordos entre si para partilha de informação respeitando os mesmos princípios de privacidade, segurança e gestão de dados clínicos (Figura 7.2). Pelo apresentado nos modelos de disponibilização genéricos, estes argumentos sustentam a opção de criar uma nuvem com características de uma *Nuvem de Comunidade*.

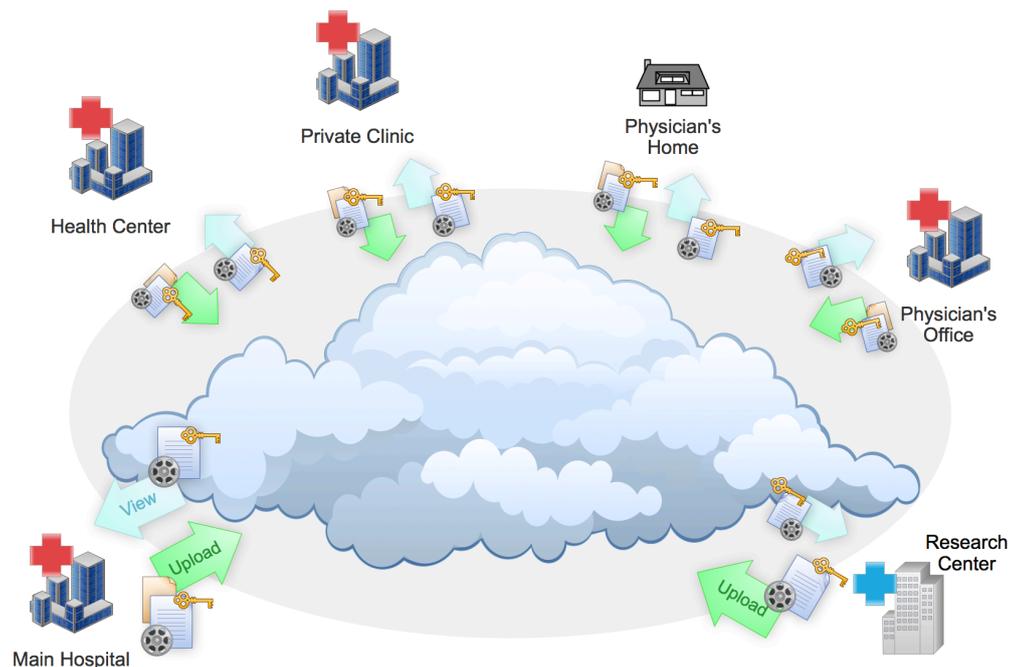


Figura 7.2 – Diferentes entidades a trocar informação num modelo de Nuvem de Comunidade (retirado de [26]).

Um aspeto, igualmente relevante na definição da nuvem a implementar, é o contexto de utilização da nuvem por parte dos clientes (entidades de prestação de cuidados de saúde). O objetivo passa por disponibilizar um sistema capaz de gerir toda a informação clínica e administrativa (incluindo conteúdo audiovisual) desde o seu processo de aquisição até ao processo de pesquisa de exames antigos para comparação com novos casos. Para todos os processos envolvidos, a única preocupação do cliente deverá ser a de ter uma aplicação disponível para utilizar em qualquer local e que permita o acesso a toda a informação necessária. Uma vez que as várias organizações, que funcionam como cliente, apenas necessitam que a nuvem disponibilize o software e apenas estão interessadas em fazer a gestão desse próprio software, o modelo de serviço mais indicado é o *Software* como um Serviço.

7.2.5.2 ESPECIFICIDADES

Apesar das escolhas referidas anteriormente, há pormenores de funcionamento da nuvem do sistema *MyEndoscopy* que são bastante condicionados pelo contexto da área da saúde e do tipo de informação partilhada na área da endoscopia.

O primeiro aspeto a destacar é a distribuição física dos recursos computacionais da nuvem, sendo que existirão recursos alojados num *Data Center* do fornecedor de serviços e recursos espalhados pelas várias entidades que fazem parte do sistema. No *Data Center*, ficará toda a estrutura informática central que permite o funcionamento do sistema, tais como um ou mais servidores aplicativos, base de dados

clínica e administrativa ou o motor de pesquisa de informação. Por sua vez, em cada entidade existirá uma máquina integrada na nuvem por cada sala de aquisição de dados endoscópicos, trata-se da *MIVbox*. Esta *MIVbox*, para além de realizar a aquisição de informação para a nuvem, também adiciona capacidade de armazenamento ao armazenar conteúdo multimédia e capacidade de processamento ao ser utilizada no tratamento dos vídeos. Na Figura 7.3, é ilustrada a forma como, dentro de uma instituição, existem recursos que pertencem à nuvem e recursos que funcionam apenas como clientes (e.g. *Doctor's Office*, *Conference Room*). As setas a azul, representam as comunicações dentro da nuvem; a laranja, estão representadas ligações do cliente à nuvem; e a verde, estão representadas ligações diretas, promovidas pela nuvem, entre um cliente e um máquina que está simultaneamente na nuvem e na mesma rede do cliente

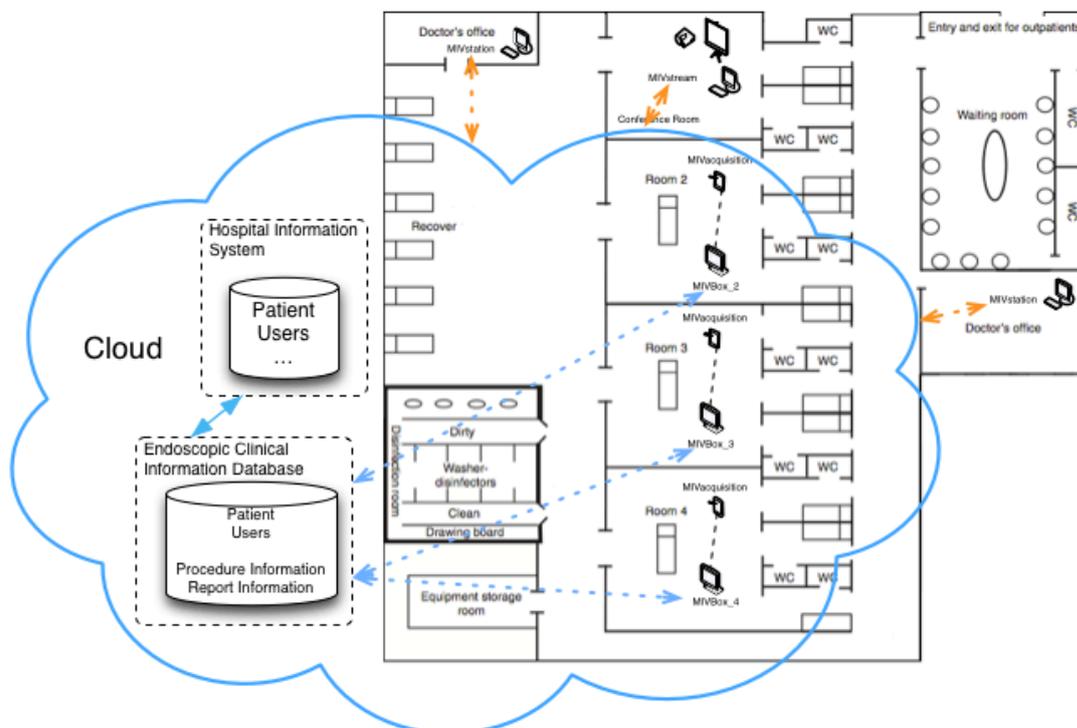


Figura 7.3 – Localização física dos recursos computacionais pertencentes à nuvem do sistema *MyEndoscopy* (retirado de [26]).

Dado o contexto de rede privada, que se verifica no interior de uma entidade de prestação de cuidados de saúde (e.g. hospital) é relevante acrescentar que é favorável para a eficiência do sistema promover as ligações diretas entre máquinas que se encontrem na mesma rede. Assim, nas situações em que o cliente pede, à nuvem, informação que está armazenada noutra máquina da mesma rede, as aplicações utilizadas devem estabelecer uma conexão direta entre a máquina do cliente e a máquina que está na nuvem e na mesma rede privada. Esta conexão direta aumenta, por exemplo, a velocidade de acesso a arquivos multimédia de grandes dimensões. Na Figura 7.3, este tipo de ligações estão

representadas a verde, e resultam da indicação, por parte da nuvem, da máquina onde o cliente pode encontrar o conteúdo multimédia que requisitou.

7.2.5.3 SEGURANÇA DA NUVEM

O sistema *MyEndoscopy* baseia-se na comunicação entre várias entidades de tipos diferentes. Para tal as comunicações são efetuadas com recurso à nuvem, onde a informação é gerida, distribuída e parcialmente armazenada. Para garantir a comunicação segura entre os intervenientes, respeitando as questões de confidencialidade dos dados, é necessário endereçar as questões apresentadas anteriormente.

Na Figura 7.4, está representado o esquema básico de comunicação entre os diferentes tipos de entidade e a nuvem. De forma, simplificada pretende-se que, no caso de instituições com capacidade de manter um IP estático, seja configurado na *firewall* um canal de comunicação para cada entidade através do IP que essa mesma entidade disponibilizar para comunicar com a nuvem. Assim, é construída uma sub-rede com os IPs das entidades que têm acesso à nuvem. No caso de entidades/participantes que não possuem IP estático, é disponibilizado acesso via VPN, de forma que os recursos da nuvem possam ser acedidos em qualquer local.

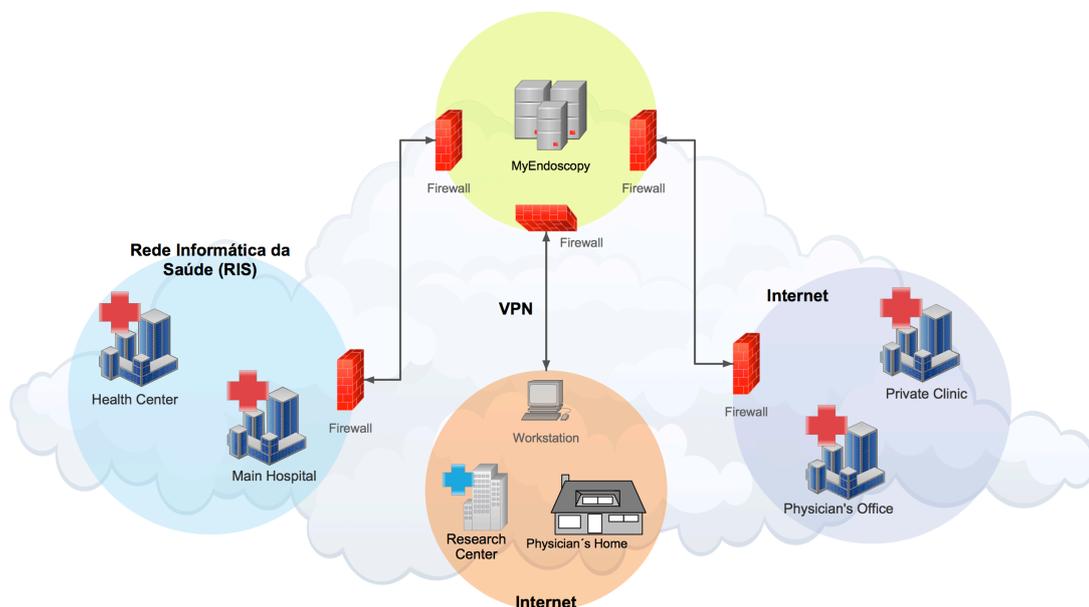


Figura 7.4 - Comunicação das diferentes entidades com os serviços da nuvem (retirado de [26]).

Todas as comunicações devem ser realizadas com dados encriptados, sempre que as entidades assim o desejarem. Da mesma forma, os dados armazenados devem ser encriptados também se essa for a preferência do utilizador. Por último, convém referir que em todos os terminais de acesso à nuvem,

independentemente do tipo de ligação, será necessária autenticação para utilizar os serviços (e.g. aplicações) disponibilizados pela nuvem. Isto porque toda a segurança dos dados é efetuada em função do par entidade/utilizador.

7.3 CONTENT-BASED MULTIMEDIA INFORMATION RETRIEVAL (CBMIR)

7.3.1 INTRODUÇÃO

Multimedia Information Retrieval (MIR) diz respeito à pesquisa de conhecimento em todas as suas formas (e.g. imagem, vídeo) e em qualquer lugar. Nos primeiros anos de desenvolvimento do MIR, a maioria dos estudos foram focados na recuperação de imagens pelo seu conteúdo (do inglês, *Context-Based Image Retrieval* - CBIR).

O desenvolvimento atual da tecnologia que suporta o CBIR parece estar segmentado em aspetos como *human-centered computing*, aprendizagem semântica, medidas de similaridade, navegação e compactação, e técnicas de indexação [219].

O conceito de *human-centered computing* foca-se nas necessidades comportamentais de um utilizador humano. Assim sendo, este conceito aplicado a *image retrieval* pode assistir o utilizador em conceitos como navegação na internet e procura de imagens por reconhecimento de similaridades nas páginas ou imagens visitadas, um conceito também denominado por navegação e compactação. Da mesma forma, poderá auxiliar o utilizador a detetar padrões anormais ou ajudar no processo de diagnóstico com base na similaridades das imagens médicas [219] [220].

Outra área em corrente inovação é a aprendizagem semântica através de ficheiros multimédia. Atualmente, trata-se de uma área em desenvolvimento, havendo já standards definidos para armazenar sob a forma de comentários e anotações esta informação. O standard definido denomina-se MPEG-7 contudo, o processo de extração de informação semântica e aprendizagem carece ainda de métodos e formas automáticas para aplicação em grande escala. Os próprios algoritmos e processos de aprendizagem em técnicas de CBIR são outro campo em constante inovação dentro de técnicas de CBIR. Para além de técnicas de aprendizagem existe também a procura de técnicas de indexação eficientes para a procura e descoberta de imagens, objetos ou aspetos relevantes em imagens ou ficheiros multimédia.

7.3.2 CONCEITO

O uso mais antigo do termo CBIR na literatura parece ter sido por *Kato* [221], para descrever as suas experiências em recuperação automática de imagens a partir de uma base de dados por cor e forma. O termo já foi amplamente usado para descrever o processo de recuperação de imagens desejadas a partir de uma grande coleção com base em características tais como a cor, textura e forma que podem ser automaticamente extraídas das próprias imagens. As características utilizadas para a recuperação podem ser tanto primitivas ou semântica, mas o processo de extração deve ser predominantemente automático [222]. CBIR difere da procura de informação pois as bases de dados de imagem são essencialmente não-estruturados. As imagens digitalizadas são unicamente constituídas por conjuntos de intensidades de pixel, sem nenhum significado inerente.

Uma das questões-chave para qualquer tipo de processamento de imagem é a necessidade de extrair informações úteis a partir dos dados brutos (como reconhecer a presença de determinadas formas e texturas) antes de qualquer tipo de raciocínio sobre o conteúdo da imagem ser aplicada. CBIR usa métodos do campo de processamento de imagem e visão por computador, e é considerado por alguns como um subconjunto desse campo. Ele difere destas áreas, principalmente através de sua ênfase na recuperação de imagens com as características desejadas a partir de uma coleção de tamanho significativo. O processamento de imagem cobre um campo muito mais amplo, incluindo o aperfeiçoamento de imagem, transmissão, compressão e interpretação. No entanto, existem áreas cinzentas, e.g. reconhecimento de objetos através da análise de recursos, contudo a distinção entre análise geral de imagem *mainstream* e CBIR é geralmente bastante clara.

Pesquisa e desenvolvimento de questões de CBIR cobrem uma variedade de tópicos, compartilhada com o processamento geral de imagem e recuperação de informação. Alguns dos mais importantes são:

- Necessidades de entender que imagens e necessidades dos utilizadores e quais os comportamentos pretendidos;
- Identificação de formas adequadas para descrever o conteúdo da imagem;
- Extrair tais características a partir da imagem original;
- Garantir armazenamento compacto para bases de dados de imagem grandes;
- Ligar *queries* de utilizadores a imagens armazenadas de uma forma similar ao julgamento humanos;

- Eficientemente aceder imagens armazenadas pelo conteúdo;
- Fornecer interfaces humanas adequadas aos sistemas CBIR.

Questões-chave de pesquisa em recuperação de vídeo incluem:

- Seleção automática e deteção de cena;
- Formas de combinar texto, vídeo e som;
- Apresentar de forma eficaz os
- resultados da procura para o utilizador.

7.3.3 MPEG-7 COMO BASE PARA O CBIR

7.3.3.1 INTRODUÇÃO

O standard MPEG-7 apresenta-se como uma norma para a descrição de conteúdo multimédia. Seguindo a orientações deste standard, foi apresentado o funcionamento do sistema nas etapas de processamentos (secção 6.6 Anotação do conteúdo de imagens e/ou vídeos endoscópicos do Capítulo 6) e arquivo (secção 5.3.3 Base de dados – Multimédia do Capítulo 5). De acordo com o referido, o vídeo é processado por vários algoritmos que permitem obter a sua informação semântica e as suas características visuais. De seguida, esta informação é armazenada em ficheiros MPEG-7, no mesmo repositório do vídeo.

Tendo como base esta estrutura orientada ao standard MPEG-7, a implementação de um sistema de pesquisa de informação por conteúdo fica bastante facilitada. Assim, uma vez que já existe no repositório toda a informação necessária acerca do conteúdo dos vídeos, apenas é necessário criar um módulo que traduza os critérios de pesquisa do utilizador em características visuais comparáveis à informação existente. De seguida são apresentados os requisitos de um sistema de pesquisa que tenha o MPEG-7 como base. Por último, é apresentada a solução proposta para este sistema de pesquisa.

7.3.3.2 REQUISITOS

7.3.3.2.1 REQUISITOS TÉCNICOS

Na definição do standard MPEG-7, os DSs definem os esquemas para representar a estrutura, conteúdo e relações da informação multimédia.

Quando temos uma descrição MPEG-7 para uma imagem ou para um vídeo, estamos perante uma instância de um DS que por sua vez contém *Descriptions* (Ds) e outros DSs. Os (DSs) do MPEG-7 são

especificados em *XML schemes*, logo os requisitos de um modelo de pesquisa em documentos estruturados (e em específico para documentos XML) é aplicável à pesquisa de documentos MPEG-7 [199]

Um requisito elementar que se deve ter em conta para efetuar pesquisa em documentos estruturados (XML/MPEG-7) é o uso de atributos para indicar as propriedades das *tags*. Assim, para além da hierarquia das *tags*, é necessário ter em conta os atributos e o seu conteúdo, de forma a que a informação contida nestes atributos seja utilizada para calcular corretamente a correspondência entre a informação e a *query* efetuada.

Uma característica importante para a pesquisa em documentos estruturados é que o elemento mais específico do documento seja devolvido como resultado da *query*. Para pesquisas em documentos MPEG-7, isto significa que não serão sempre devolvidos vídeos inteiros, mas também segmentos do vídeo ou elementos básicos (imagens), dependendo do nível de correspondência de cada um com a *query*. Desta forma uma das principais preocupações da pesquisa em documentos MPEG-7 é ter a noção da estrutura hierárquica, de forma a criar pontos de entrada da pesquisa para que, por exemplo, seja devolvido um elemento básico quando apenas esse é relevante, um segmento quando todos os elementos desse segmento são relevantes, ou um vídeo inteiro quando todo o vídeo é relevante.

Um requisito que pode contribuir para um bom modelo de pesquisa prende-se com a análise das relações entre elementos, tais como espaciais e temporais. Ao contrário dos modelos de pesquisa tradicionais onde os documentos a devolver são independentes, em documentos estruturados, as relações entre elementos podem ser fulcrais para determinar o contexto de cada elemento. Assim, um elemento em análise pode ser mais ou menos relevante para a pesquisa, em função do nível e correspondência dos elementos relacionados com os critérios de pesquisa [223].

Um dos principais objetivos do standard MPEG-7 passa por descrever um arquivo multimédia em termos de objetos (e.g. pessoas, ações, locais) que existem em cada cena. A representação destes objetos existentes numa cena é parte integrante da instância MPEG-7. Assim, ao pesquisar em documentos MPEG-7 passa a existir uma nova dimensão no modelo de pesquisa, uma vez que para além da divisão do conteúdo multimédia em entidades estruturais (vídeo, segmento de vídeo ou imagem) também existe a divisão em entidades semânticas (ações, pessoas ou locais). A relação entre as duas classificações permite obter uma relevância para cada elemento que tenha em consideração a divisão lógica e semântica [224].

As descrições MPEG-7 de ficheiros multimédia incluem o conceito de propagação de informação. Assim, alguns atributos e/ou elementos (e.g. descritores) definidos num nível superior podem ser válidos em níveis inferiores. Um sistema de pesquisa eficaz para o MPEG-7 terá de conseguir reconhecer os campos aos quais a propagação será aplicada caso não exista nova definição do atributo ou elemento num nível inferior.

Um requisito que se estende a todos os modelos de pesquisa de informação é o facto de existir uma *ranking function* que pondera a relevância de cada elemento para a *query* efetuada. Esta relevância determina a medida em que a descrição de um elemento corresponde aos parâmetros da pesquisa. No entanto, deve ter em conta fatores extra, tais como as relações temporais e espaciais com outros elementos ou a contribuição dos elementos hierarquicamente inferiores [223].

7.3.3.2 REQUISITOS FUNCIONAIS

Uma vez que a formulação de *queries* pode ser um processo bastante complexo e que requer bastante conhecimento técnico, um dos requisitos funcionais mais importantes de um sistema de pesquisa em multimédia é disponibilizar ao utilizar uma interface de alto nível com métodos de introdução de dados orientados ao conhecimento do utilizador alvo. Assim, as características de conteúdo multimédia devem ser traduzidas e/ou agrupadas em propriedades de alto nível que reflitam conceitos com os quais o utilizador está familiarizado. Quando um utilizador envia um formulário preenchido com dados de alto nível, o sistema é responsável por traduzir essa informação em dados de baixo nível que irão ser comparados com o conteúdo do documento MPEG-7.

Outro requisito funcional diretamente relacionado com o anterior, é a importância de existir a possibilidade de utilizar um arquivo multimédia, para obter automaticamente dados para formular uma *query*. Com esta funcionalidade, o utilizador pode avançar por completo ou em grande parte o processo de especificação de uma *query* que vá de encontro às suas necessidades.

7.3.4 SOLUÇÃO PROPOSTA

Os requisitos técnicos mencionados anteriormente têm como objetivo reunir o máximo de informação possível acerca das particularidades da pesquisa em documentos estruturados que seja aplicável à pesquisa em documentos XML. Os documentos MPEG-7 têm como base o XML, logo a linguagem de formulação de *queries* em ficheiros XML – *Xquery* – apresenta-se naturalmente como uma linguagem para especificar pesquisas em documentos MPEG-7, uma vez que é atualmente a linguagem mais recente para

especificar *queries* XML e é também a mais completa e capaz, quando comparada com linguagens mais antigas como XQL e XML-QL [225].

A solução proposta nesta secção tem como principal objetivo tornar as complexidades do processo de pesquisa por conteúdo multimédia, transparentes para o utilizador (médicos que realizam exames endoscópicos). A arquitetura geral do sistema de pesquisa consiste em (Figura 7.5):

- Motor de criação de metadados MPEG-7 – que extrai características dos vídeos e imagens endoscópicas para preencher elementos MPEG-7. Sendo esta funcionalidade originalmente pertencente ao módulo de tratamento;
- *User interface* onde o médico constrói a *query* com conceitos de alto nível;
- Sistema de recuperação de informação – Os conceitos de alto nível são convertidos em elementos MPEG-7 de baixo nível, de forma a especificar os termos de pesquisa em *XQuery*. Estes termos de pesquisa são enviados através do *XQuery Dispatcher* para o motor de pesquisa de informação, onde são processados de forma a serem obtidos os resultados para pesquisa;
- Bases de dados de multimédia – que funciona como uma unidade de armazenamento para toda a informação persistente relacionada com o exame endoscópico. Todos os documentos relevantes e respetivas imagens ou vídeos são obtidos a partir deste módulo.

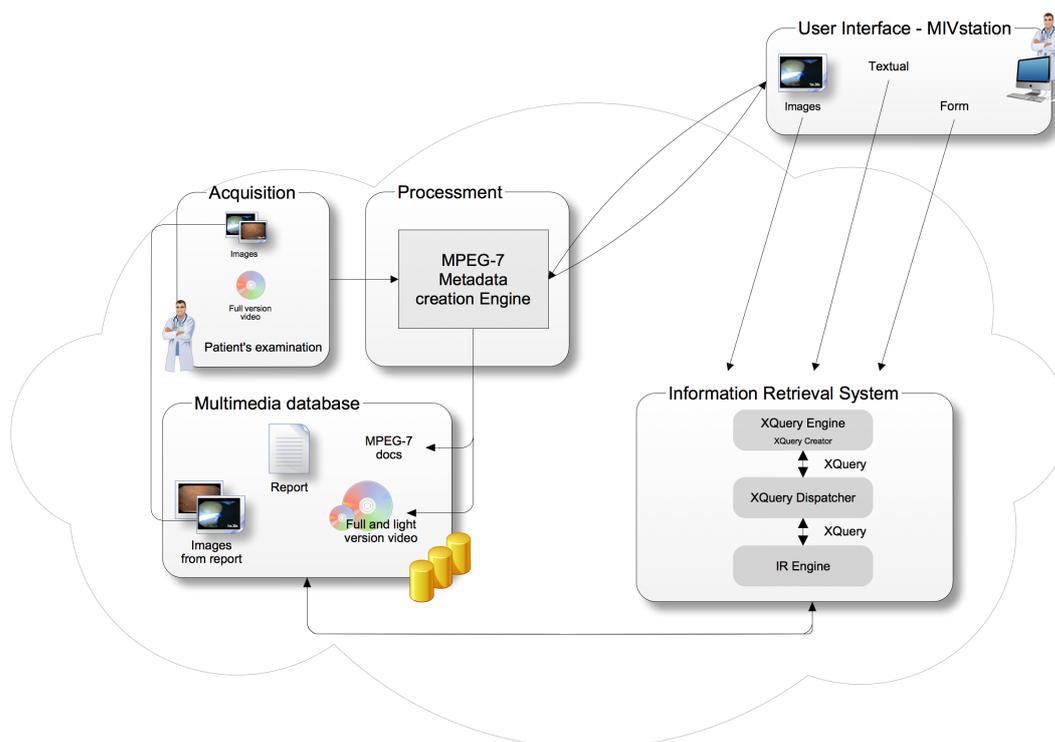


Figura 7.5 - Arquitetura geral do módulo de pesquisa (retirado de [26]).

7.3.4.1 XQUERY ENGINE

A linguagem XQuery consiste em expressões FLWR (*For-Let-Where-Order-Return*) que suportam a iteração e a conexão de variáveis. Assim, numa utilização habitual desta linguagem, os utilizadores seriam obrigados a perceber o *schema* XML e as expressões FLWR para formular pesquisas XQuery. Esta tarefa seria completamente estranha ao utilizador alvo deste trabalho (médicos), logo a camada de apresentação permite ao utilizador criar *queries* com base em conceitos de alto nível, permitindo que este se possa abstrair de qualquer conhecimento técnico relacionado com a formulação da *query* [226] [227].

O XQuery Engine é o módulo responsável por traduzir parâmetros de pesquisa de alto nível, enviados pelo utilizador, para parâmetros de baixa complexidade que possam ser comparados com elementos MPEG-7. Para tal, estes parâmetros de baixa complexidade são transformados em linguagem XQuery, traduzindo os critérios do utilizador numa *query* que possa ser posteriormente processada pelo motor de pesquisa.

Este motor de criação de *queries* XQuery tem de possuir a capacidade de traduzir campos pertencentes à camada de apresentação, que apresentam um nível de complexidade bastante variável. Este processo de tradução consiste no mapeamento dos valores introduzidos pelo utilizador (que descrevem conceitos de alto nível familiares ao médicos) para valores compatíveis com os elementos MPEG-7 existentes. Os elementos MPEG-7 obtidos são de seguida utilizados para construir uma *query* XQuery que permita pesquisar documentos MPEG-7 semelhantes.

De uma forma geral, a *user interface* pode ter campos de pesquisa que se dividem nos seguintes tipos:

- Campos de texto livre, que têm uma tradução direta para um atributo ou elemento MPEG-7. Por exemplo, o elemento *FreeTextAnnotation* pode ser obtido diretamente de uma campo de texto;
- Campos que têm um *input* otimizado mas que também têm tradução para um atributo ou elemento MPEG-7. Por exemplo, um elemento MPEG-7 que tem como valor uma data, mas que na interface, esse valor está a ser obtido com recurso a um calendário;
- Componentes Complexos, que não têm correspondência direta com um atributo ou elemento. Este tipo de componentes representa um conceito familiar para o utilizador e tem um *input* otimizado em função dos seus conhecimentos. No entanto, a maior diferença em relação aos restantes campos de pesquisa, é que os componentes complexos deverão ser traduzidos em diversos elementos MPEG-7 ou descritores completos. Esta tradução complexa, apenas é possível com um dicionário fechado de termos que o utilizador pode escolher em cada componente. Desta

forma, o sistema sabe exatamente qual o significado de cada termo de alto nível, e pode convertê-lo para os correspondentes elementos ou atributos MPEG-7.

O *XQuery Engine* também é responsável por associar aos valores traduzidos ao respetivo grau de importância que foi introduzido pelo utilizador para cada campo de pesquisa.

7.3.4.2 XQUERY DISPATCHER

As tarefas básicas do *XQuery Dispatcher* consistem em receber *queries XQuery* do *XQuery Engine*, encaminhando-as para o motor de pesquisa. Mais tarde, receberá a resposta e reencaminhará essa resposta de volta para ser interpretada na camada de apresentação.

Separar o *XQuery Dispatcher* do *XQuery Engine* é importante, uma vez que permite efetuar alterações nas comunicações com o motor de pesquisa sem interferências no funcionamento do *XQuery Engine*. Ao mesmo tempo, as mudanças na formulação das *queries*, que poderão ocorrer no *XQuery Engine*, não terão qualquer efeito nas comunicações.

7.3.4.3 INFORMATION RETRIEVAL ENGINE

A organização proposta para o sistema de pesquisa de informação (IRS – do inglês *Information Retrieval System*) consiste num indexador e num módulo de pesquisa. O indexador recebe documentos MPEG-7 e analisa-os de forma a criar um índice de termos (ficheiro invertido de termos). Os elementos e atributos do documentos MPEG-7 devem ser usados para construir a estrutura do índice, de forma a que tanto possa ser realizada a pesquisa tradicional por conteúdo como a pesquisa orientada à estrutura.

O módulo de pesquisa utiliza a *query* recebida e o índice previamente construído para realizar pesquisas nos metadados MPEG-7. Os termos existentes no índice estão ligados ao respetivo elemento XML, logo a informação relativa à estrutura também está sempre disponível. Esta informação sobre a estrutura do documento é importante para retornar o elemento da hierarquia que tem uma correspondência mais próxima com os critérios de pesquisa. A Figura 7.6 apresenta um exemplo de segmentação temporal de um vídeo endoscópico. Dependendo do critérios de pesquisam, se apenas forem relevantes elementos básicos (elemento mais baixo da hierarquia) então apenas não retornados elementos básicos. O mesmo acontece para segmentos de vídeo (cenas) e, em último caso, mesmo o vídeo inteiro pode ser retornado se a maioria dos seus segmentos são relevantes.

O motor de pesquisa de informação também faz a gestão da relevância de cada elemento (*ranking function*), através da computação de todos os critérios de pesquisa em função do nível de correspondência com o conteúdo dos documentos alvo, realizando as operações necessárias para combinar os resultados parciais da pesquisa (e.g. E, OU). Isto, em conjunto com a fator de importância atribuído pelo utilizador para cada critério de pesquisa, resulta na medida de relevância de cada elemento/segmento analisado. Com esta medida de relevância, a lista de resultados retornados é ordenada de acordo o nível de correspondência com o conteúdo e com as preferências do utilizador.

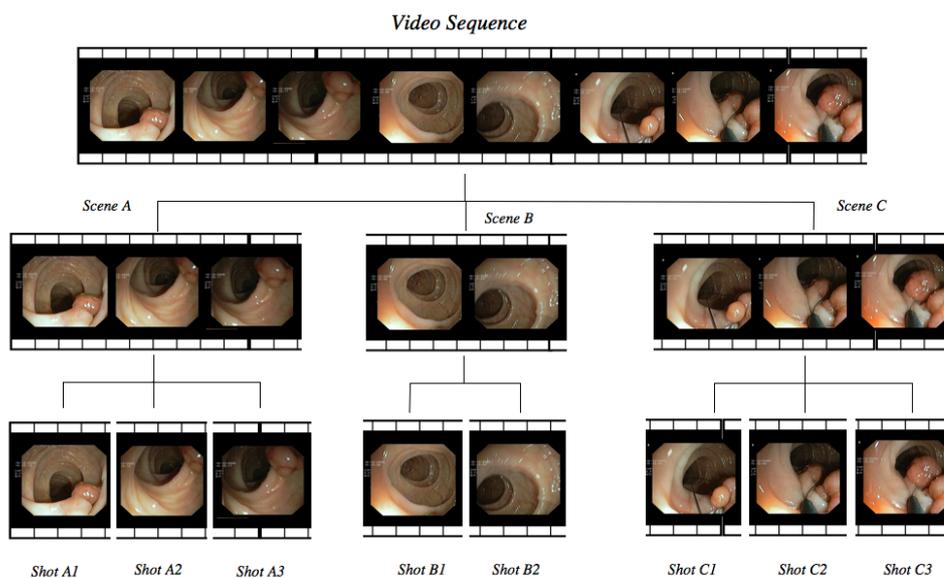


Figura 7.6 - Segmentação temporal de um vídeo endoscópico para efeitos de pesquisa (retirado de [26]).

As relações temporais e espaciais entre os elementos MPEG-7 são outro aspeto importante para o cálculo da relevância. A Figura 7.7 apresenta um exemplo da influência das relações temporais na relevância de cada elemento em pesquisas de por conteúdo multimédia. Ambos os casos da Figura 7.7(A e B) têm a mesma imagem central, que mostra um achado endoscópico. No entanto, no caso A, a imagem central é seguida por uma imagem que mostra o mesmo achado endoscópico a partir de outra perspetiva. Desta forma, a imagem central de A deve obter um nível superior de relevância em relação à imagem central de B, porque apesar de se tratar da mesma imagem, a sua coerência temporal é maior, uma vez que o achado continua na imagem seguinte.

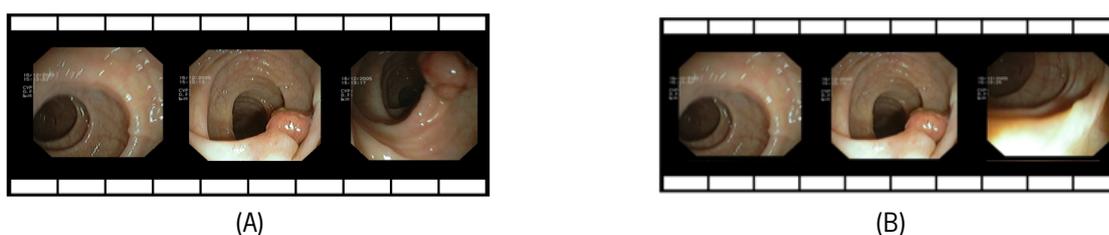


Figura 7.7 - Sequências de imagens endoscópicas, (A) Duas imagens com achados endoscópicos e (B) Apenas uma imagem com achados endoscópicos (retirado de [26]).

Os resultados da análise do conteúdo dos ficheiros MPEG-7, servem para classificar os vídeos em termos de relevância, mas o resultado que é apresentado ao utilizador é obtido da base de dados de multimédia que, através da informação de localização presente no documento MPEG-7, retorna o vídeo ou imagem ligado a cada resultado.

7.3.4.4 USER INTERFACE - MIVSTATION

Depois de analisar os requisitos de um sistema de pesquisa por conteúdo multimédia, verifica-se que dadas as características dos documentos MPEG-7, existem 3 tipos de dados que podem ser fornecidos no processo de especificação de uma *query*: dados relacionados com as características do conteúdo; dados que são orientados à informação semântica extraída do vídeo; e dados que visam pesquisar anotações realizadas ao descrever o vídeo.

Para formular *queries* que representem a necessidade de informação do utilizador, este necessita de ter ao seu dispor metodologias de introdução de dados orientadas ao seu conhecimento.

No que diz respeito à informação textual, esta pode ser introduzida pelo utilizador em campos de texto livre, uma vez que qualquer texto pode ser encontrado nas anotações.

Em matéria de dados que visem as características do conteúdo do vídeo e a informação semântica, a formulação de *queries* não seria efetiva se fosse realizada com recurso a dados recolhidos de campos de texto livre. Ou seja, o utilizador não teria os conhecimentos técnicos para especificar os valores que melhor traduzem as suas intenções gerais de pesquisa e cada campo específico. Portanto, a formulação da *query* para este tipo de critérios terá de ser um processo semiautomático com as seguintes variantes:

- **Construção de caso de estudo** – são preenchidos formulários de alto nível em componentes de introdução de dados que representam um conceito com o qual o utilizador está familiarizado. Esta informação de alto nível necessita de ser traduzida posteriormente em critérios de pesquisa que possam ser equiparados ao conteúdo multimédia descrito nos documentos MPEG-7. Desta forma, o *XQuery Engine* tem a tarefa de construir uma *query* eficiente e assertiva com os dados selecionados pelo utilizador, i.e. no contexto endoscópico o médico descreve uma lesão e/ou sugere um diagnóstico em palavras-chave, havendo de seguida uma avaliação por parte do sistema, de forma a traduzir a *query* e mostrar casos de exames com lesões e/ou diagnósticos similares Figura 7.8.

- **Pesquisa de casos similares** – é fornecida uma imagem, i.e. imagem existente com uma lesão endoscópica para pesquisar casos semelhantes. Neste caso, são necessários algoritmos de extração de metadados MPEG-7 para especificar de forma automática uma *query* inicial que traduza o conteúdo da imagem (Motor de criação de metadados MPEG-7 – algoritmos pertencentes ao módulo de tratamento). O conteúdo MPEG-7 obtido é depois utilizado pelo sistema para fazer a correspondência com os ficheiros existentes no repositório.

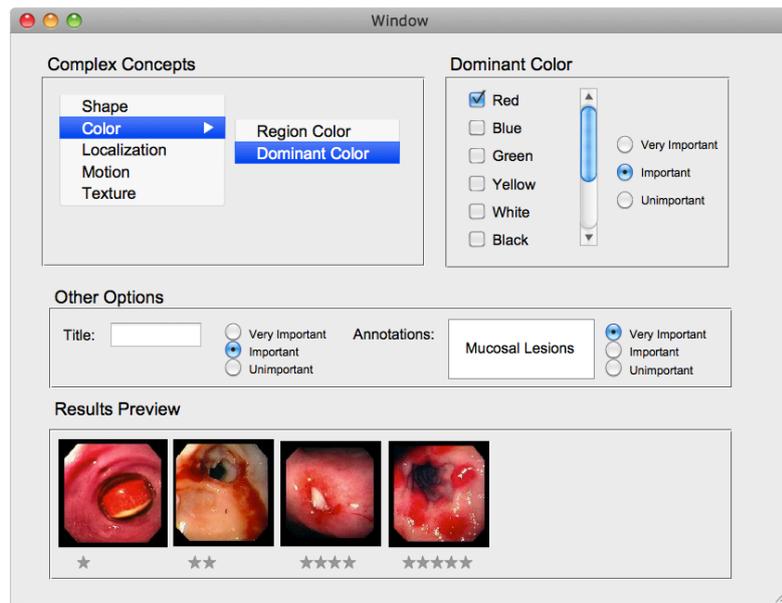


Figura 7.8 - Interface: Exemplo de um formulário de pesquisa (retirado de [26]).

Os dois paradigmas podem ser combinados para permitir a formulação de *queries* semiautomáticas que correspondem ao conteúdo da imagem e que também podem ter possíveis reajustamentos que o utilizador possa fazer aos critérios de pesquisa gerados (e.g., dar mais relevância ao descritor que indica a cor dominante em vez daquele que indica a forma). O diagrama da Figura 7.9 representa todos os fluxos de trabalho possíveis para realizar uma *query* ao sistema de pesquisa por conteúdo multimédia.

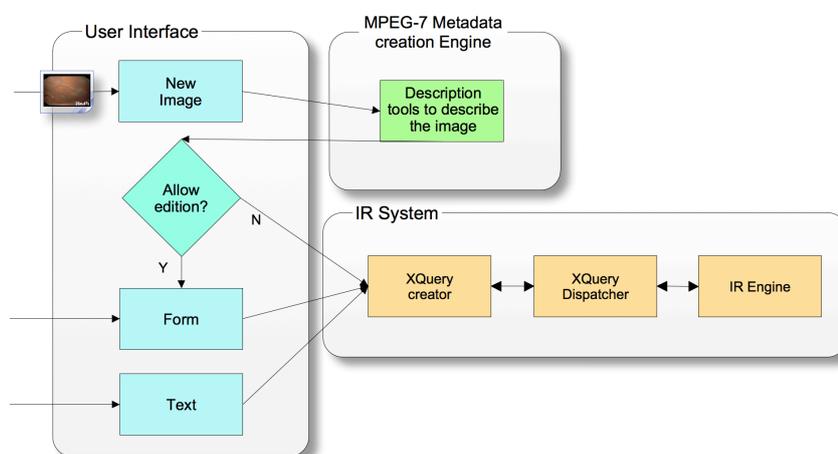


Figura 7.9 - Fluxos de trabalho possíveis para realizar uma pesquisa no sistema de pesquisa por conteúdo multimédia (retirado de [26]).

7.3.5 CASOS DE UTILIZAÇÃO DA SOLUÇÃO PROPOSTA

Um médico pretende obter casos antigos semelhantes/similares ao caso atual, isto é possível caso pesquise imagens que mais se aproximam ou sejam semelhantes à inserida na pesquisa. Esta pesquisa recai sobre os vídeos endoscópicos armazenados no repositório.

Desta forma torna-se importante a possibilidade do médico poder selecionar as imagens relevantes para o diagnóstico e compará-las com as imagens semelhantes existentes no repositório, obtendo posteriormente os relatórios relacionados e as respetivas observações/análises.

A pesquisa de vídeos endoscópicos em casos semelhantes pode tornar-se um pouco mais ajustada às necessidades do médico se este puder alterar os parâmetros de pesquisa ou a importância de cada parâmetro. Desta forma existem os seguintes casos:

- A possibilidade de alteração dos parâmetros de pesquisa permiti que o médico indique que pretende um caso semelhante da imagem atual, mas com uma cor dominante mais escura ou mais clara de forma a orientar a pesquisa para uma porção específica do trato gastrointestinal.
- É interessante para um médico indicar que pretende obter casos de pólipos no trato intestinal tal como na imagens atual, mas destacando que pretende dar maior relevância à forma do pólipos e não à sua cor.

A pesquisa por texto tanto pode ser utilizada como critério único, e.g. para filtrar por alguma anotação que realce um achado endoscópico; como pode ser utilizada em conjunção com outros critérios, e.g. para limitar a pesquisa a segmentos de vídeos endoscópicos do estômago.

A pesquisa semântica, apesar de bastante interessante para os médicos (e.g. pesquisar imediatamente por um pólipos localizado no estômago) é de difícil utilização em contexto endoscópico pois torna-se bastante complicado extrair este tipo de informação de alto nível através de algoritmos automáticos.

7.4 MIVSTATION

7.4.1 INTRODUÇÃO

Esta terceira e última aplicação, pode ser acessível através de um simples computador com acesso à rede no local de trabalho/consultório do médico (*WorkStation*), visto ser uma aplicação *web*. Esta aplicação,

intitulada por *MIVstation*, foi planeada para satisfazer e auxiliar tanto o médico, no momento da consulta, da prescrição de medicamentos, da requisição de MCDT, do relatar o exame; como o investigador.

Além do acesso remoto, também esta aplicação pode ser acedida por vários profissionais ao mesmo tempo e/ou ao mesmo registo do paciente. Deste modo, os profissionais podem rever e editar os registos em qualquer lugar. A nível de segurança, os dados poderão ser encriptados e com recurso a *backups* é possível assegurar que os dados não irão sofrer perdas ou danos. Como os dados são encriptados, assegura-se deste modo a confidencialidade da informação. Esta aplicação *web* será integrada com outros sistemas através da sincronização, dos dados do paciente, com o HIS, mantendo deste modo os dados atualizados. Como utilizada uma terminologia endoscópica normalizada, torna-se uma aplicação perceptível a todos os profissionais de saúde e os relatórios elaborados nesta aplicação serão elaborados na mesma base, tornando deste modo a fácil leitura e interpretação pelos profissionais de saúde.

7.4.2 GERAL

Como qualquer aplicação do *MyEndoscopy*, a *MIVstation* também apresenta um sistema de autenticação (Figura 7.10) e consoante o nível de acesso da entidade e do profissional de saúde/investigador é possível aceder a um conjunto de funcionalidades.

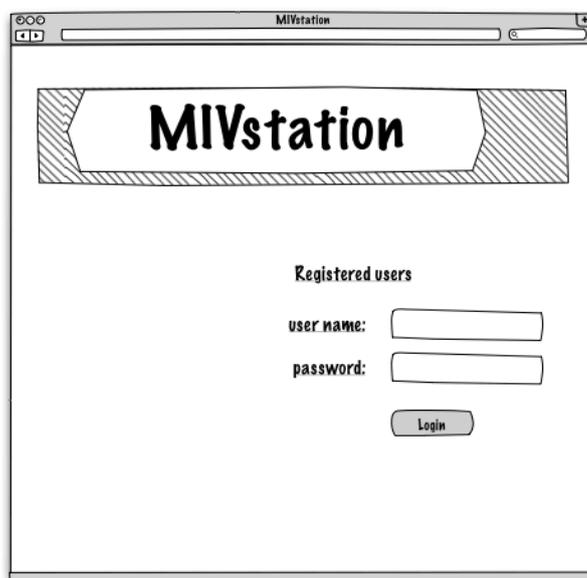


Figura 7.10 – Modelo proposto para a *MIVstation* – Interface de autenticação (retirado de [26]).

No global, esta interface ostenta os requisitos funcionais já apresentados na secção 4.2.4 do Capítulo 4 *MyEndoscopy*.

De seguida serão apresentados três níveis de autenticação diferentes, tendo em conta apenas o nível de acesso do profissional de saúde à aplicação e não a entidade da qual está a aceder. Estas interfaces foram projetadas com base nas interações apresentadas na secção 4.4 Interações: paciente-médico-máquina do Capítulo 4 *MyEndoscopy* e com as interações entre o arquivo e os diferentes fluxos de trabalho apresentados na secção 5.3.5 do Capítulo 5 Aquisição, *Streaming* e Arquivo.

É de salientar que estas interfaces apresentam algumas das funcionalidades básicas podendo ser completadas, e.g. no processo clínico do paciente complementar com exame físico, hipótese diagnóstica, tratamento, evolução do paciente.

7.4.3 DO PONTO DE VISTA DO MÉDICO DE FAMÍLIA

Após a autenticação (Figura 7.10) o médico de família tem acesso à interface principal que é composta por um menu principal (Figura 7.11) composto pelas seguintes opções:

- Consulta médica – *Worklist*;
- *Streaming* – *Worklist* (interface igual à referida na secção 5.2.3 *MIVstream*);
- Pesquisa de casos similares, por *tags*, cor, textura, forma, etc. (Figura 7.8).

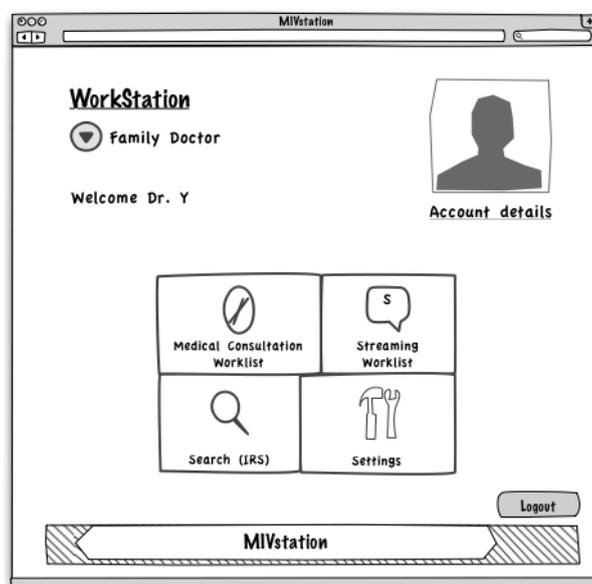


Figura 7.11 – Modelo proposto para a *MIVstation* – Menu principal, para o perfil médico de família (retirado de [26]).

Neste menu tem acesso à sua lista de consultas (Figura 7.12) marcadas para aquele dia (no calendário é o dia a azul rodeado por um círculo) e para dias futuros (no calendário a vermelho).

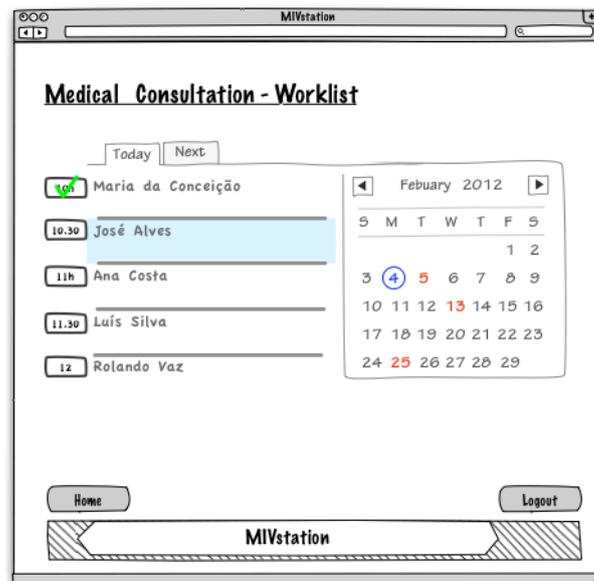


Figura 7.12 – Modelo proposto para a *MIVstation* – Lista de trabalhos, para o perfil médico de família (retirado de [26]).

Consoante vai efetuado as consultas aparece uma seta verde. O médico quando passa para a próxima faz duplo *click* em cima do nome do paciente (que já se encontra a azul claro) e tem acesso a uma nova interface que ostenta as seguintes funcionalidades (Figura 7.13):

- Adição/Edição da informação do paciente;
- Adição de nova informação relativa à consulta;
- Visualização do histórico do paciente;
- Prescrição de MCDT's (Figura 7.14).



Figura 7.13 - Modelo proposto para a *MIVstation* – Processo clínico do paciente, para o perfil médico de família (retirado de [26]).

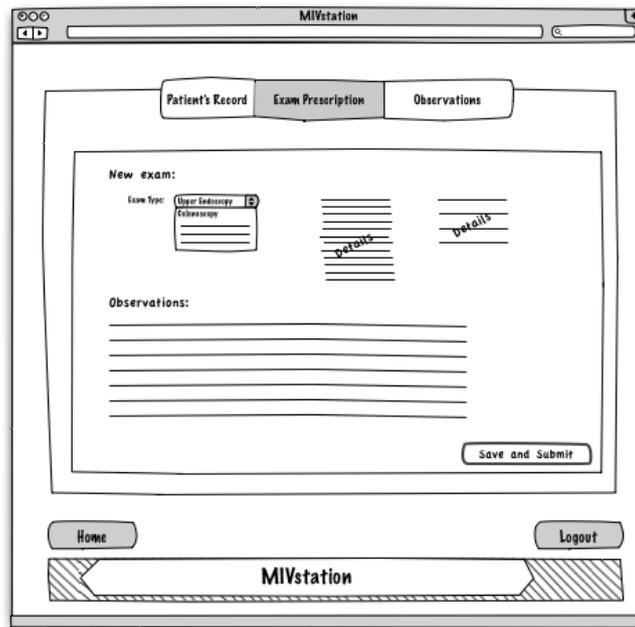


Figura 7.14 - Modelo proposto para a *MIVstation* – separador prescrição de um novo exame, para o perfil médico de família (retirado de [26]).

Mais tarde, o médico recebe os dados e interage com o paciente numa nova consulta. A interface é igual, com uma diferença, no processo do paciente (*Patient's record*) surge um novo separador denominado “*Report*” onde o médico tem acesso ao relatório elaborado pelo médico examinador, os *frames* e vídeos captados. No separador “*Consultation Information*” adiciona observações e conclusões finais. Caso haja necessidade de um novo exame o médico pode prescrever, caso fique satisfeito com o diagnóstico o médico pode dar por encerrado aquele episódio.

Caso o paciente já tenha efetuado alguns exames, por exemplo numa entidade privada, e possua-os em formato digital, e.g. vídeo, imagens: pode fornecer ao médico para este poder interpretar e estudar, não tendo o paciente de fazer novos exames. Este material pode ser anexado ao processo clínico do paciente através de *upload* dos ficheiros multimédia.

7.4.4 DO PONTO DE VISTA DO MÉDICO ESPECIALISTA/EXAMINADOR

A interface principal presente na Figura 7.15, pode ser acedida através da correta autenticação do utilizador. Como no presente caso exemplo é um médico especialista/examinador o menu da interface foi adaptado ao perfil deste tipo de profissional de saúde. As funcionalidades a que este tem acesso são:

- Elaboração do relatório;
- Visualização de exames, em tempo real, por *streaming* (interface igual à referida na secção 5.2.3 *MIVstream*);

- Pesquisa de casos similares, ou por *tags*, cor, textura, forma, etc.

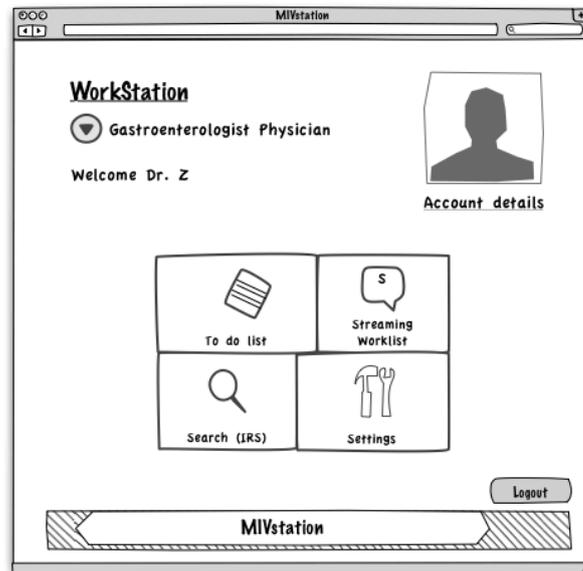


Figura 7.15 – Modelo proposto para a *MIVstation* – Menu principal, para o perfil médico examinador (retirado de [26]).

Na opção “*To do list*” o médico especialista tem acesso à lista de trabalhos (Figura 7.16), quando aparece a seta verde significa que o exame já foi realizado, aparecendo uma nova caixinha com um R de “*report*”, caso esteja a verde esse relatório já foi elaborado, caso esteja a cinzento ainda não foi elaborado. O médico quando passa para a elaboração do relatório do próximo exame, faz duplo *click* em cima do nome do paciente (que já se encontra a bege) e tem acesso a uma nova interface para elaboração do relatório (Figura 7.17).

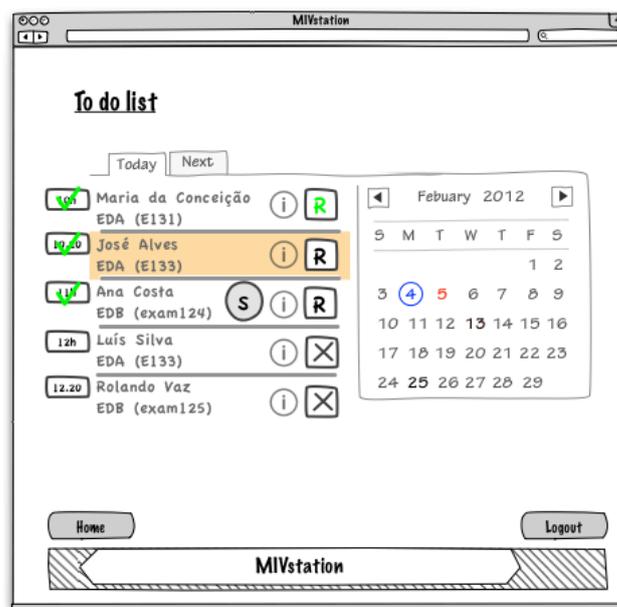


Figura 7.16 – Modelo proposto para a *MIVstation* – Interface correspondente à lista de trabalhos do médico, para o perfil médico examinador (retirado de [26]).

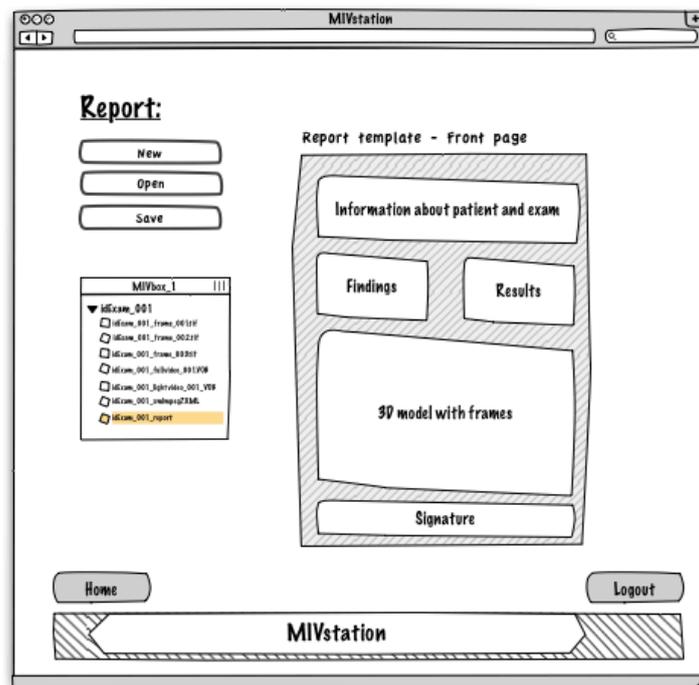


Figura 7.17 – Modelo proposto para a *MIVstation* – Interface para elaboração do relatório, para o perfil médico examinador (retirado de [26]).

Nesta interface é possível criar um novo relatório, abrir um relatório já existente e guardar no final. No centro da interface é possível visualizar um *template* padrão para relatórios endoscópicos. Neste *template* o médico pode adicionar informações relativas aos “*Findings*”, os respetivos resultados, o modelo 3D e os *frames* capturados inseridos neste modelo consoante a sua localização. O cabeçalho deste relatório é preenchido de forma automática consoante a informação do paciente e do exame que realizou. O preenchimento de cada campo do relatório pode ser feito carregando em cima (sendo uma das opções pensadas). No lado esquerdo da interface aparece o local onde o conteúdo multimédia que corresponde ao exame se encontra guardado. O médico pode visualizar este conteúdo carregando em cima de cada *tag*. Esta interface, relatórios, foi imaginada com base nas normas Portuguesas da SPED e nos exemplos de relatórios disponíveis (Apêndice Q - Relatório endoscópico normalizado);

No momento da elaboração do relatório o médico pode ter alguma dúvida no diagnóstico que esta a efetuar e de algum modo desejar comparar com outros casos similares que já realizou ou realizados por outros médicos. Através da opção “*Search*” o médico pode efetuar essa pesquisa, inserindo *tags* alusivas ao conteúdo do vídeo, e.g. diagnósticos, regiões de interesse, localizações; pesquisando por cores dominantes, textura ou até formas; ou simplesmente inserindo um *frame* e pesquisando imagens ou conteúdos de vídeos similares aquele. Na secção 7.3.4 Solução Proposta, mais propriamente na Figura 7.8 é possível visualizar um modelo proposto para o formulário de pesquisa.

7.4.5 DO PONTO DE VISTA DO INVESTIGADOR

Um último perfil que merece ser transcrito e exibido é o perfil de investigador. A *MIVstation* pode ser acedida para fins académicos e científicos, onde o investigador tem acesso a uma interface para pesquisa da informação multimédia (vídeos e imagens). Este material só se encontra disponibilizado para este tipo de pesquisa, caso seja consentido pelo paciente. Os vídeos que podem ser acedidos nesta interface passaram por uma etapa de pré-processamento onde foi retirada qualquer informação alusiva ao paciente.

CAPÍTULO 8

CONCLUSÃO

O presente capítulo enquadra e caracteriza de forma sinóptica o trabalho de pesquisa efetuado e apresenta as contribuições e conclusões fruto deste trabalho.

8.1 SINOPSE

Neste trabalho, e seguindo as linhas em epígrafe, é possível resumir os resultados obtidos, fazendo um pequeno sumário dos objetivos alcançados em cada capítulo:

- **Capítulo 1**

Foi apresentado o contexto que envolve a endoscopia digestiva alta e suas patologias. Iniciou-se este enquadramento com uma introdução ao conceito informática médica, suas áreas de investigação e a realidade Portuguesa em relação à informática médica. Apresentaram-se dados estatísticos acerca da realização de MCDTs em Portugal no ano de 2008. Adicionalmente, foi apresentada a motivação da escolha da endoscopia digestiva alta. No final do enquadramento, foram abordados os temas: imagiologia, sistemas de apoio à decisão para diagnósticos médicos e utilização da endoscopia.

Na secção intitulada o problema, apresentaram-se os inúmeros problemas detetados nas entidades hospitalares.

Por fim, enunciaram-se os objetivos do trabalho e foi exposta a organização do documento.

- **Capítulo 2**

Foram apresentados alguns conceitos médicos relativos à endoscopia e à gastroenterologia.

Na primeira parte deste capítulo, endoscopia, foi apresentado um resumo dos principais marcos da evolução dos equipamentos endoscópicos, conceito alargado, equipamentos utilizados e tipos de endoscopias existentes. Nos equipamentos utilizados, é ainda de referir, que foram descritos os dois mais relevantes, o fibroscópio e o sistema de vídeo endoscopia. Constatou-se que o mais utilizado atualmente é o sistema de vídeo endoscopia e ainda foi referida a sua constituição a nível de componentes e a nível eletrónico – CCD.

Na secção, gastroenterologia, foi exposta a sua definição e a realidade Portuguesa acerca desta área.

- **Capítulo 3**

Este capítulo é uma continuação da exposição de conceitos médicos.

Numa primeira etapa foi apresentada a necessidade de existir uma terminologia normalizada. Na secção seguinte, endoscopia digestiva alta, são descritos: a nível anatómico, os órgãos que são avaliados por esta técnica e a nível técnico, o procedimento e o material utilizado. Por último, são enumeradas as categorias pertencentes à imagem endoscópica consoante as técnicas que sustentam o exame e ainda são destacados alguns dos principais espaços de cor (RGB, HSI, HSL, HSV, HMMD) referidos nos capítulos técnicos deste trabalho.

- **Capítulo 4**

Foi elaborada uma introdução relativa à contextualização do sistema *MyEndoscopy*. Para a concepção do sistema foi necessário ter em conta três etapas fundamentais, a análise de requisitos, o planeamento e as interações do sistema (paciente-médico-agente de software).

Na secção, análise de requisitos, foi apresentada uma contextualização do sistema proposto, entidades envolvidas, especificidades de cada módulo (aquisição, *streaming*, tratamento, arquivo, computação em nuvem, difusão e *workstation*) e requisitos funcionais das três aplicações planeadas (*MIVacquisition*, *MIVstream*, *MIVstation*). No planeamento são descritas as arquiteturas presentes na literatura e são apresentadas duas versões da arquitetura geral do sistema *MyEndoscopy*. Ainda nesta secção é destacado o modelo relacional que sustenta o armazenamento estruturado da informação.

- **Capítulo 5**

Descrevem-se três módulos (aquisição, *streaming* e arquivo) e duas aplicações já desenvolvidas (a *MIVinterface* e o plugin MVFG).

No primeiro módulo, aquisição, foi efetuada uma descrição do modo de obtenção da imagem. Foi apresentada a placa escolhida para efetuar a aquisição do vídeo. Mostrou-se as interligações existentes nesta etapa. E por último foi exposta a aplicação *android* denominada *MIVacquisition*.

No módulo seguinte, *streaming*, foram expostos conceitos, tais como, codificação e decodificação, largura de banda e *bit rate*, *frame rate*, resolução, e por último, sistema de varrimento. Foi apresentada a solução de *streaming* para este sistema. Adicionalmente, deu-se a conhecer a aplicação *MIVstream*.

No último módulo, arquivo, foi elaborada uma pequena introdução ao módulo, onde foi referido que o sistema é composto por dois tipos de armazenamento. O primeiro corresponde ao armazenamento da informação clínica e administrativa, enquanto que o segundo corresponde ao armazenamento da informação multimédia. Destacam-se os fluxos de dados entre os diversos processos e base de dados, e as interações do arquivo com os diferentes fluxos de trabalho. Por último é abordada a solução da criação de um repositório.

- **Capítulo 6**

Apresentam-se as etapas (redução do vídeo, pré-processamento, processamento) que constituem o módulo de tratamento.

Na primeira etapa, redução do vídeo, são apresentadas diversas soluções para ajudar na eliminação de *frames* não relevantes e posterior redução do vídeo. Na etapa intermédia, pré-processamento, são apresentados procedimentos que irão incidir sobre os dados no seu estado original, de forma a modificá-los ou corrigir erros e a prepara-los para posterior processamento. Por último, é apresentado o processamento, onde se descreve um conjunto de processos (segmentação, representação/extração de características e classificação) que ajudam na extração do máximo de informação dos *frames* que constituem um vídeo. Para cada processo foram apresentados métodos/algoritmos propostos na literatura.

Por fim, apresentou-se um sistema de anotação de imagens e vídeos endoscópicos. Destacando-se a escolha do standard para descrição de conteúdo multimédia MPEG-7 e a apresentação dos principais descritores existentes, a nível de cor, textura e forma.

- **Capítulo 7**

Foi apresentada uma solução para resolução da falta de partilha de informação dentro de uma entidade e entre diferentes entidades. De seguida, foi elaborada uma introdução ao conceito computação em nuvem. Apresentou-se uma visão geral (características essenciais, modelos de serviço e modelos de disponibilização). Foram ainda abordadas questões de segurança e descreveu-se o modelo escolhido, as suas especificidades e a sua segurança.

Por fim, foram exibidas as interfaces da aplicação *MIVstation*.

8.2 CONTRIBUIÇÕES

As contribuições da proposta realizada neste trabalho podem ser categorizadas de acordo com o seu destinatário: pacientes; profissionais de saúde; entidades prestadoras de cuidados de saúde; e investigadores.

Em primeiro lugar, o principal foco deste trabalho está sobre o paciente, logo a sua maior contribuição é a possível melhoria da qualidade dos cuidados de saúde prestados. Esta melhoria assenta numa gestão eficiente e global da informação, que permite elaborar um diagnóstico devidamente apoiado e evitar a realização de exames endoscópicos duplicados.

Uma contribuição também bastante importante, é o aumento da qualidade e quantidade de informação que os profissionais de saúde têm ao seu dispor, independentemente do local físico onde efetuam a consulta/relatório. A possibilidade de um profissional poder acompanhar remotamente a realização de um exame endoscópico, e dar a sua opinião em tempo real, é também uma das contribuições mais valiosas, pois apresenta uma solução para a integração de especialistas adicionais na equipa, sempre que necessário.

Os profissionais de saúde também beneficiam diretamente das potencialidades do módulo de processamento de vídeo, uma vez que a informação clínica extraída automaticamente pode ser um complemento importante para reduzir o número de diagnósticos insuficientes. Uma vez que a informação resultante deste processamento é armazenada de forma normalizada, esta também contribui para capacitar o sistema de uma funcionalidade de pesquisa de exames por conteúdo, que permite aos profissionais pesquisar casos semelhantes que já estejam no sistema.

Ao nível da instituição, destaca-se a possibilidade de esta poder trocar informação com outras entidades, tanto como produtor como consumidor de informação. Em termos financeiros e de gestão de recursos, a portabilidade e versatilidade do dispositivo *MIVbox*, assim como a sua extensa compatibilidade com o equipamento de endoscopia, pode representar uma mais-valia para algumas entidades. Outro aspeto importante para a correta organização e armazenamento da informação, é a capacidade acrescida de gerar estatísticas e relatórios sobre os dados administrativos e clínicos.

Do ponto de vista dos investigadores que trabalham no desenvolvimento de soluções inovadoras para a análise de vídeos endoscópicos, a disponibilização de um repositório de vídeos endoscópicos de larga

abrangência significa uma oportunidade de otimizar as suas técnicas e até expandir a análise a novos casos de estudo.

8.3 RESULTADOS E CONCLUSÕES

O trabalho efetuado no âmbito da presente dissertação teve como resultado uma proposta de implementação para um sistema completo de aquisição, arquivo, tratamento e difusão de exames de endoscopia. A análise realizada levou à especificação de aspetos chave para o funcionamento do sistema e de pormenores técnicos e funcionais para o funcionamento dos diversos módulos.

Em termos gerais, o sistema foi projetado para ligar várias entidades prestadores de cuidados de saúde através de um serviço de computação em nuvem que possui componentes centralizados e componentes distribuídos pelas diferentes entidades. Estes componentes distribuídos (*MIVboxes* – placa de aquisição *Intensity Shuttle usb 3.0* ligada a um computador *mini box*) são responsáveis pela aquisição *in loco* do vídeo endoscópico, o que permite o armazenamento imediato de informação, tanto nesse componente como na nuvem. O controlo do processo de aquisição do vídeo é realizado por uma aplicação *Android*, que permite também a habitual captura dos *frames* mais relevantes. Esta aplicação já se encontra atualmente desenvolvida e aguarda testes funcionais de integração com o sistema, sendo apresentados neste documento os requisitos funcionais e as interfaces existentes.

Foram propostos também os mecanismos e ferramentas necessários para realizar, em tempo real, o *streaming* do vídeo adquirido, sendo que a escolha a nível de *software* recaiu sobre a solução de *streaming* da *VideoLan*. O acesso às transmissões de *streaming* é realizado através de uma aplicação *Web* (*MIVstream*), para a qual foram, desde já, especificados os requisitos funcionais e as interfaces.

Para fornecer soluções na área de apoio à decisão de diagnóstico, a solução proposta apresenta um conjunto de técnicas de processamento de imagem/vídeo que podem ser implementadas para extrair automaticamente conhecimento acerca do conteúdo dos vídeos endoscópicos. A solução prevê ainda que estas técnicas de processamento contribuam para a anotação automática e normalizada do conteúdo do vídeo, de forma a garantir que posteriores pesquisas por conteúdo sejam facilitadas. O standard MPEG-7 foi o escolhido para especificar as características do vídeo a extrair e para definir as normas de anotação para o conteúdo audiovisual.

No módulo de difusão é apresentada uma análise exaustiva dos requisitos técnicos e funcionais para a pesquisa de vídeos pelas características do seu conteúdo, tendo como base o standard MPEG-7. Além do requisitos, é também apresentada a arquitetura deste sistema de pesquisa e a descrição técnica e funcional dos componentes.

Também na secção de difusão, são analisados os diferentes tipos de modelos de computação em nuvem, tendo sido escolhido um modelo de disponibilização (nuvem de comunidade) e um modelo de serviço (*software* como um serviço). Os aspetos de segurança da nuvem também são analisados neste trabalho, apresentando-se como resultado um levantamento dos aspetos chave para garantir a segurança e confidencialidade dos dados, assim como algumas especificações para a comunicação segura entre o serviço de computação em nuvem e os diferentes clientes.

Por último, foi projetada uma aplicação (*MIVstation*) que visa funcionar como base de trabalho para o médico em todas as suas atividades (e.g. elaborar relatórios), à exceção das funcionalidades *Android* de aquisição. Para esta aplicação foram especificados os requisitos funcionais e as interfaces.

A título de conclusão, é de assinalar que o sistema aqui projetado teve a sua análise aprofundada até ao ponto que foi possível atingir, dada a abrangência e amplitude dos módulos incluídos. De uma forma geral, foi possível encontrar soluções viáveis para resolver os problemas e desafios que foram colocados inicialmente a este projeto, tendo sempre em consideração a preferência por standards e tecnologias modernas e estáveis. A solução proposta exigiu uma análise abrangente de áreas de conhecimento bastante distintas.

Dadas as características aqui apresentadas, é possível afirmar que a implementação da solução aqui proposta produzirá um sistema inovador e de características únicas a nível de funcionalidades, integração, disponibilidade e escalabilidade.

8.4 TRABALHO FUTURO

Como trabalho futuro, destaca-se desde logo a possível implementação parcial ou integral da solução proposta neste trabalho. No entanto, depois da implementação, ou em paralelo com esta, existem outras questões que podem ser melhoradas ou adicionadas ao sistema.

Um primeiro aspeto prende-se com a melhoria do modelo relacional, tanto no sentido de adicionar mais atributos às tabelas do modelo relacional, como no sentido de adicionar mais tabelas relacionados com o tronco base sugerido neste documento.

Em termos de algoritmos de processamento, as diversas técnicas apresentadas são bastante genéricas, pelo que um passo natural será a otimização, tanto dos algoritmos de extração de características como dos métodos de classificação, em função das características do vídeo endoscópico. Esta otimização terá de ser efetuada através de parcerias com médicos especialistas que possam especificar quais as características mais relevantes para detetar as patologias com interesse.

O sistema projetado está orientado à endoscopia digestiva alta. No entanto, este pode ser pode ser facilmente estendido a outras técnicas de endoscopia, tendo apenas especial atenção ao módulo de processamento, uma vez que podem ser necessários algoritmos de extração de características específicos, assim como uma base de conhecimento paralela para os casos de nova técnica.

REFERÊNCIAS

- [1] R. E. Hoyt, N. Bailey, and A. Yoshihashi, *Health Informatics: Practical Guide for Healthcare and Information Technology Professionals*, 5th ed. Lulu, 2012, p. 492.
- [2] E. H. Shortliffe and M. S. Blois, "The Computer Meets Medicine and Biology: Emergence of a Discipline," in *Biomedical Informatics: Computer Applications in Health Care and Biomedicine*, 3rd ed., J. J. (Eds. . Cimino, Ed. New York: Springer Science, 2006.
- [3] ACM, "The ACM Computing Classification System (CCS)," *Association for Computing Machinery*, 2012. [Online]. Available: <http://dl.acm.org/ccs.cfm>. [Accessed: 26-Sep-2012].
- [4] E. H. Shortliffe and R. A. Greenes, "Medical informatics. An emerging academic discipline and institutional priority," *JAMA*, vol. 263, no. 8, pp. 1114–20, 1990.
- [5] T. A. Morris and K. W. McCain, "The Structure of Medical Informatics Journal Literature," *Journal of the American Medical Informatics Association*, vol. 5, no. 5, pp. 448–466., 1998.
- [6] M.F. Collen, "Preliminary announcement for the Third World Conference on Medical Informatics," in *MEDINFO'80*, 1980.
- [7] H. R. Warner, D. K. Sorenson, and O. Bouhaddou, *Knowledge Engineering in Health Informatics*, 1st ed. Springer, 1997, p. 266.
- [8] Á. Rocha, *Informática de Saúde*. 2008, p. 348.
- [9] University of Illinois at Chicago, "What is Medical Informatics | Health Informatics Degree from UIC," 2011. [Online]. Available: <http://healthinformatics.uic.edu/what-is-medical-informatics/>. [Accessed: 26-Sep-2012].
- [10] J. Vasconcelos, A. Rocha, and R. Gomes, "Sistemas de Informação de Apoio à Decisão Clínica: Estudo de um caso de uma Instituição de Saúde," in *Presented at the 5a Conferência da Associação Portuguesa de Sistemas de Informação*, 2004, pp. 3–5.
- [11] L. V. Lapão, "Survey on the Status of the Hospital Information Systems in Portugal," *Methods of Information in Medicine*, vol. 46, no. 4, pp. 493–499, 2007.
- [12] D. Callahan, "The WHO Definition of 'Health'," in *The Concept of Health*, vol. 1, The Hastings Center, 1973, pp. 77–87.
- [13] L. S. Bickley, *Bates' Guide to Physical Examination and History Taking*, 10th ed., vol. 13, no. 6. Lippincott Williams & Wilkins, 2008, p. 992.

REFERÊNCIAS

- [14] D. Galvoeira, “Meios complementares de diagnóstico e terapêutica,” *Plataforma virtual de reflexão e de análise sobre a sociedade portuguesa e o seu posicionamento no contexto internacional*, 2011. [Online]. Available: <http://barometro.com.pt/archives/447>. [Accessed: 03-Feb-2012].
- [15] D. de E. de S. Direcção-Geral da Saúde, Direcção de Serviços de Epidemiologia e Estatísticas de Saúde, “Elementos estatísticos - Informação Geral: Saúde 2008,” p. 159, Dec. 2010.
- [16] A. Avelos, *Gastroenterologia*, 2nd ed. 1973, p. 207.
- [17] D. L. Kasper, E. Braunwald, A. S. Fauci, S. L. Hauser, D. L. Longo, and J. L. Jameson, *Harrison Medicina Interna - Volume II*, 15th ed. McGraw-Hill, 2002, p. 2978.
- [18] M. Liedlgruber and A. Uhl, “Computer-aided decision support systems for endoscopy in the gastrointestinal tract: a review.,” *IEEE reviews in biomedical engineering*, vol. 4, pp. 73–88, Jan. 2011.
- [19] P. L. Williams, R. Warwick, M. Dyson, and L. H. Bannister, *Gray Anatomia - Volume 2*, 37th ed. Guanabara Koogan S. A., 1995, p. 1489.
- [20] A. Pascoal, S. Carrasqueiro, F. Vale, A. Silva, P. Encarnação, and C. Calado, “Caracterização do estágio de inovação tecnológica, em saúde, em Portugal,” 2009.
- [21] Ministério da Saúde and Administração Central do Sistema de Saúde (I.P.), “Rede de Referenciação Hospitalar de Gastroenterologia,” 2008.
- [22] O. Hosokawa, T. Miyanaga, Y. Kaizaki, M. Hattori, K. Dohden, K. Ohta, Y. Itou, and H. Aoyagi, “Decreased death from gastric cancer by endoscopic screening: association with a population-based cancer registry.,” *Scandinavian journal of gastroenterology*, vol. 43, no. 9, pp. 1112–1115, Jan. 2008.
- [23] C. Stock, A. B. Knudsen, I. Lansdorp-Vogelaar, U. Haug, and H. Brenner, “Colorectal cancer mortality prevented by use and attributable to nonuse of colonoscopy.,” *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 73, no. 3, pp. 435–443.e5, Mar. 2011.
- [24] D. Pereira, “Arquitetura funcional de um sistema de informação hospitalar,” in *Sistemas de Informação na Saúde*, 2011, pp. 119 – 139.
- [25] A. A. T. Bui, R. K. Taira, and H. Kangarloo, “Introduction - Medical Imaging Informatics,” in *Medical Imaging Informatics*, A. A. T. Bui and R. K. Taira, Eds. Springer Science + Business Media, LLC, 2010.
- [26] I. Laranjo, L. Lopes, C. Rolanda, J. Correia-Pinto, and V. Alves, “MyEndoscopy - Technical report,” Braga, 2012.
- [27] D. Pereira, J. C. Nascimento, and R. Gomes, *Sistemas de Informação na Saúde*. Edições Sílabo, 2011, p. 331.

- [28] Dr. Camran Nezhat, “History of Endoscopy,” *Society of Laparoendoscopic Surgeons*, 2005. [Online]. Available: <http://laparoscopy.blogs.com/endoscopyhistory/>. [Accessed: 24-Oct-2011].
- [29] G. Berci and K. a. Forde, “History of endoscopy,” *Surgical Endoscopy*, vol. 14, no. 1, pp. 5–15, 2000.
- [30] A. Sródka, “The short history of gastroenterology.,” *Journal of physiology and pharmacology an official journal of the Polish Physiological Society*, vol. 54 Suppl 3, pp. 9–21, 2003.
- [31] H. Niwa, H. Tajiri, M. Nakajima, and K. (Eds. . Yasuda, *New Challenges in Gastrointestinal Endoscopy*. Springer Tokyo Berlin Heidelberg New York, 2008, p. 562.
- [32] Olympus, “The Origin of Endoscopes,” *Olympus History: VOL. 1*, 2012. [Online]. Available: <http://www.olympus-global.com/en/corc/history/story/endo/origin/index.html>. [Accessed: 24-Oct-2011].
- [33] M. Classen, C. J. Lightdale, and G. N. J. Tytgat, *Gastroenterological Endoscopy*. Thieme Publishing Group, 2010, p. 852.
- [34] Olympus, “Endoscopy : Leading the Way to a New Future,” *The Olympus Medical Business*, pp. 15–29, 2002.
- [35] M. F. e Costa, *Dicionário de Termos Médicos*. Porto Editora, 2012, p. 1584.
- [36] SPED, “Recomendações - Preparação e Monitorização em Endoscopia Digestiva,” 2006.
- [37] The Editors of Encyclopedia Britannica, “Britannica Online Encyclopedia,” *Online*. [Online]. Available: <http://www.britannica.com/>. [Accessed: 07-Nov-2011].
- [38] P. B. Cotton and C. B. Williams, *Practical Gastrointestinal Endoscopy The Fundamentals*, Fifth Edit. Blackwell Publishing, 2003, p. 223.
- [39] J. M. Canard, J.-C. Létard, L. Palazzo, I. Penman, and A. M. Lennon, *Gastrointestinal Endoscopy in Practice*, 1st Editio. Churchill Livingstone, 2011, p. 492.
- [40] HospiMedica, “Buyers’ guide 2011,” *HospiMedica International*, vol. 29, no. 4, pp. 36 – 42, 2011.
- [41] N. Uedo, M. Fujishiro, K. Goda, D. Hirasawa, Y. Kawahara, J. H. Lee, R. Miyahara, Y. Morita, R. Singh, M. Takeuchi, S. Wang, and T. Yao, “Role of narrow band imaging for diagnosis of early-stage esophagogastric cancer: current consensus of experienced endoscopists in Asia-Pacific region.,” *Digestive endoscopy : official journal of the Japan Gastroenterological Endoscopy Society*, vol. 23 Suppl 1, pp. 58–71, May 2011.
- [42] F. Emura, Y. Saito, and H. Ikematsu, “Narrow-band imaging optical chromocolonoscopy: Advantages and limitations,” *World Journal of Gastroenterology*, vol. 14, no. 31, pp. 4867–4872, 2008.

REFERÊNCIAS

- [43] C. Gheorghe, "Narrow-band imaging endoscopy for diagnosis of malignant and premalignant gastrointestinal lesions.," *Journal of gastrointestinal and liver diseases : JGLD*, vol. 15, no. 1, pp. 77–82, Mar. 2006.
- [44] R. Rerknimitr, B. Imraporn, N. Klaikeaw, W. Ridditid, S. Jutaghokiat, Y. Ponauthai, P. Kongkam, and P. Kullavanijaya, "Non-sequential narrow band imaging for targeted biopsy and monitoring of gastric intestinal metaplasia.," *World journal of gastroenterology : WJG*, vol. 17, no. 10, pp. 1336–42, Mar. 2011.
- [45] J. D. Waye, D. K. Rex, and C. B. Williams, *Colonoscopy: Principles and Practice*. 2009, p. 805.
- [46] 1800Endoscope.com, "Gastric Problems associated with Endoscopy," 2012. [Online]. Available: <http://www.1800endoscope.com/faq.htm>. [Accessed: 04-Jun-2012].
- [47] R. . Robb, "Virtual endoscopy: development and evaluation using the Visible Human Datasets," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 24, no. 3, pp. 133–151, 2000.
- [48] Y. Shen, H. K. Kang, Y. Jeong, S. H. Heo, S. M. Han, K. Chen, and Y. Liu, "Evaluation of Early Gastric Cancer at Multidetector CT with Multiplanar Reformation and," *RadioGraphics - Gastrointestinal Imaging*, vol. 31, pp. 189–199, 2011.
- [49] M. Muñoz-Navas, "Capsule endoscopy," *World Journal of Gastroenterology*, vol. 15, no. 13, p. 1584, 2009.
- [50] Governo de Portugal - Ministério da Saúde, "Administração Central do Sistema de Saúde (ACSS)," 2012. [Online]. Available: <http://www.acss.min-saude.pt/>. [Accessed: 13-Sep-2012].
- [51] R. C. Correia, "Normas e interoperabilidade entre sistemas de informação," in *Sistemas de Informação na Saúde*, 2011, pp. 191 – 205.
- [52] L. Aabakken, B. Rembacken, O. LeMoine, K. Kuznetsov, J.-F. Rey, T. Rösch, G. Eisen, P. Cotton, and M. Fujino, "Minimal standard terminology for gastrointestinal endoscopy - MST 3.0.," Aug. 2009.
- [53] World Endoscopy Organization (WEO), "Minimal Standard Terminology for gastrointestinal endoscopy (MST)." [Online]. Available: <http://www.worldendo.org/mst.html>. [Accessed: 06-Jun-2012].
- [54] Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva (SPED), "Terminologia endoscópica (MST2) - disponível nova versão em português," 2001. [Online]. Available: http://www.sped.pt/noticias/?imc=5n8n&fmo=ver_noticia¬icia=44. [Accessed: 06-Jun-2012].
- [55] Comité OMED para a Terminologia Mínima Estandarizada, "Endoscopia Digestiva - Terminologia Estandarizada Mínima (Versão Portuguesa - MST 2.0)," 2000.
- [56] K. F. R. Schiller, B. F. Warren, and R. H. Hunt, *Atlas of Gastrointestinal Endoscopy and Related Pathology*, 2nd ed. 2002, p. 584.

- [57] P. J. Lamb and S. M. Griffin, "The Anatomy and Physiology of the Oesophagus," in *Upper Gastrointestinal Surgery*, J. W. L. Fielding and M. T. Hallissey, Eds. Springer London, 2005, pp. 1–15.
- [58] R. L. Drake, A. W. Vogl, and A. W. M. Mitchell, *Gray's - Anatomia para Estudantes*. Editora Elsevier, 2006, p. 1088.
- [59] K. L. Moore, A. F. Dalley, and A. M. R. Agur, *Clinically Oriented Anatomy*, 6th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2009, p. 1168.
- [60] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, 5th ed. Saunders, 2010, p. 624.
- [61] I. R. Daniels and W. H. Allum, "The Anatomy and Physiology of the Stomach," in *Upper Gastrointestinal Surgery*, 2011, pp. 17–37.
- [62] gihealth.com, "All About Gastroscopy," 2011. [Online]. Available: <http://www.gihealth.com/html/test/gastroscopy.html>. [Accessed: 05-Nov-2011].
- [63] Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva (SPED), "Normas de avaliação e garantia da qualidade da endoscopia digestiva em Portugal," Coimbra, 2009.
- [64] Clipóvoa Hospital Privado, "Videoendoscopia digestiva alta (Endoscopia Digestiva Alta)," 2011. [Online]. Available: <http://www.clipovoa.pt/PopUp.aspx?showArtigoId=4411&PopUp=1>. [Accessed: 15-Feb-2012].
- [65] Olympus, "Olympus Web Page - Medical Systems Division," 2011. [Online]. Available: http://www.olympus-europa.com/medical/en/medical_systems/startpage.jsp. [Accessed: 24-Oct-2011].
- [66] PENTAX, "Pentax Web Page - Medical Systems Division," 2011. [Online]. Available: <http://www.pentaxmedical.com/>. [Accessed: 24-Oct-2011].
- [67] Fujifilm, "Fujifilm Web Page - Endoscopy Medical Division," 2011. [Online]. Available: <http://www.fujifilm.com/products/medical/endoscopy/>. [Accessed: 24-Oct-2011].
- [68] K. Storz, "Karl Storz - Web Page Endoscopy," 2011. .
- [69] Olympus America Inc, "Gastrosopes - Designed to maximize patient care and efficiency," 2012. [Online]. Available: http://www.olympusamerica.com/msg_section/msg_endoscopy_gastrosopes.asp. [Accessed: 15-Feb-2012].
- [70] D. M. Martin and R. C. Lyons, "Atlas Of Gastrointestinal Endoscopy," *Atlanta South Gastroenterology*, 2007. [Online]. Available: <http://www.endoatlas.com/>. [Accessed: 15-Nov-2011].
- [71] J. M. B. Lopes, "Formatos de imagens," 2008.

- [72] H. Tajiri and H. Niwa, "Recent Advances in Electronic Endoscopes : Image-enhanced endoscopy," *Japan Gastroenterological Endoscopy Society*, vol. 51, no. 3, pp. 199–203, 2008.
- [73] S. Nagabhushana, *Computer Vision And Image Processing*. New Age International, 2006, p. 259.
- [74] A. Karargyris and N. Bourbakis, "Identification of ulcers in Wireless Capsule Endoscopy videos," *2009 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, no. 3, pp. 554–557, Jun. 2009.
- [75] M. Tkalcic and J. F. Tasic, "Colour spaces: perceptual, historical and applicational background," *EUROCON 2003. Computer as a Tool.*, vol. 1, pp. 304–308, 2003.
- [76] A. Koschan and M. Abidi, *Digital Color Image Processing*. 2008, p. 450.
- [77] A. Ford and A. Roberts, "Colour Space Conversions," 1998.
- [78] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, Third Edit., vol. 14, no. 2. Pearson International Edition, 2009, p. 976.
- [79] R. C. Gonzalez, *Digital Image Processing Using Matlab*. Prentice-Hall Europe, 2004.
- [80] J. M. B. Lopes, "Cor e Luz," 2003.
- [81] A. S. Mariz, "Conceitos, cores e impressão offset (Design gráfico)," 2012.
- [82] C. V. Royo, "Image-Based Query by Example Using MPEG-7 Visual Descriptors," 2010.
- [83] Hyeon Jun Kim and Jin Soo Lee, "Method for quantizing colors using hue, min, max, difference (HMMD) color space - Patent 0953941," *European Patent Office*, 1999. [Online]. Available: <https://data.epo.org/publication-server/html-document?PN=EP0953941 EP 0953941&iDocId=4795448>. [Accessed: 15-Sep-2012].
- [84] Αναρτήθηκε από S. Chatzichristofis, "HMMD color space," *Image processing and Retrieval Trends*, 2009. [Online]. Available: <http://savwash.blogspot.pt/2009/03/hmmd-color-space.html>. [Accessed: 15-Sep-2012].
- [85] D. A. J. Tchekmedyian, M. Pellisé, and R. Sáenz, "Imágenes de banda estrecha o Narrow band imaging (NBI): una nueva era en endoscopia digestiva," *Revista Médica del Uruguay*, vol. 24, pp. 42–29, Mar. 2008.
- [86] L. M. W. K. Song, D. G. Adler, J. D. Conway, D. L. Diehl, F. a Farraye, S. V Kantsevov, R. Kwon, P. Mamula, B. Rodriguez, R. J. Shah, and W. M. Tierney, "Narrow band imaging and multiband imaging.," *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 67, no. 4, pp. 581–9, Apr. 2008.
- [87] K. Yao, "The endoscopic diagnosis of early gastric cancer," *Annals of Gastroenterology*, vol. 5, pp. 1–12, 2012.

- [88] R. Singh, V. Owen, A. Shonde, P. Kaye, C. Hawkey, and K. Ragnath, "White light endoscopy, narrow band imaging and chromoendoscopy with magnification in diagnosing colorectal neoplasia.," *World journal of gastrointestinal endoscopy*, vol. 1, no. 1, pp. 45–50, Oct. 2009.
- [89] L. M. Wong Kee Song, D. G. Adler, B. Chand, J. D. Conway, J. M. B. Croffie, J. a Disario, D. S. Mishkin, R. J. Shah, L. Somogyi, W. M. Tierney, and B. T. Petersen, "Chromoendoscopy.," *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 66, no. 4, pp. 639–49, Oct. 2007.
- [90] W. Y. Cho, J. Y. Jang, and D. H. Lee, "Recent Advances in Image-enhanced Endoscopy.," *Clinical endoscopy*, vol. 44, no. 2, pp. 65–75, Dec. 2011.
- [91] G. Das, "Gastrointestinal Endoscopy : Evolution to revolution," 2007.
- [92] L. M. W. K. Song, S. Banerjee, D. Desilets, D. L. Diehl, F. a Farraye, V. Kaul, S. R. Kethu, R. S. Kwon, P. Mamula, M. C. Pedrosa, S. a Rodriguez, and W. M. Tierney, "Autofluorescence imaging.," *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 73, no. 4, pp. 647–50, Apr. 2011.
- [93] W. L. Curvers, R. Kiesslich, and J. J. G. H. M. Bergman, "Novel imaging modalities in the detection of oesophageal neoplasia.," *Best practice & research. Clinical gastroenterology*, vol. 22, no. 4, pp. 687–720, Jan. 2008.
- [94] G. D. De Palma, "Confocal laser endomicroscopy in the ' in vivo ' histological diagnosis of the gastrointestinal tract," *World Journal of Gastroenterology*, vol. 15, no. 46, p. 5770, 2009.
- [95] T. F. Watson, M. a a Neil, R. Juskaitis, R. J. Cook, and T. Wilson, "Video-rate confocal endoscopy.," *Journal of microscopy*, vol. 207, no. Pt 1, pp. 37–42, Jul. 2002.
- [96] G. S. Sawhney, "Digital Image Acquisition and Processing," in *Fundamentals of Biomedical Engineering*, vol. 23, New Age International (P) Ltd., 2007, p. 273.
- [97] S. Annadurai and R. Shanmugalakshmi, *Fundamentals of Digital Image Processing*. Pearson Education India, 2007, p. 444.
- [98] T. B. Moeslund, *Introduction to Video and Image Processing*. Springer London, 2012, p. 228.
- [99] J. Correia, "Diagramas de Casos de Uso," 2006.
- [100] Stryker, "Products - Endoscopy," 2010. [Online]. Available: <http://www.stryker.com/en-us/products/Endoscopy/index.htm>. [Accessed: 03-Dec-2011].
- [101] M. Muto, T. Horimatsu, Y. Ezoe, K. Hori, Y. Yukawa, S. Morita, S. Miyamoto, and T. Chiba, "Narrow-band imaging of the gastrointestinal tract (Review)," *Journal of gastroenterology*, vol. 44, no. 1, pp. 13–25, Jan. 2009.
- [102] Blackmagic Design, "Intensity Shuttle for USB 3.0," 2012. [Online]. Available: <http://www.blackmagicdesign.com/products/intensity/>. [Accessed: 04-Mar-2012].

REFERÊNCIAS

- [103] W.-M. Lee, *Beginning Android Application development*, First Edit. Wiley Publishing, Inc., 2011, p. 450.
- [104] M. Gargenta, *Learning Android*, First Edit. O'Reilly Media, Inc., 2011, p. 268.
- [105] BioDigital Human, "Human Anatomy and Conditions in Interactive 3D," 2012. [Online]. Available: <https://www.biodigitalhuman.com/home/>. [Accessed: 12-Jul-2012].
- [106] Catalin, "Unicast and multicast streaming," 2012. [Online]. Available: <http://www.thehdstandard.com/hd-streaming/unicast-and-multicast-streaming/>. [Accessed: 01-Aug-2012].
- [107] Microsoft, "Selecting unicast vs. multicast distribution," 2007. [Online]. Available: <http://technet.microsoft.com/en-us/library/cc731550%28v=ws.10%29.aspx>. [Accessed: 01-Aug-2012].
- [108] TeamLiquid, "Stream Quality Guide," *TeamLiquid Forum*, 2011. [Online]. Available: http://www.teamliquid.net/forum/viewmessage.php?topic_id=220584. [Accessed: 01-Aug-2012].
- [109] Loyd Case, "All About Video Codecs and Containers," *PCWorld*, 2010. [Online]. Available: http://www.pcworld.com/article/213612/all_about_video_codecs_and_containers.html?page=2. [Accessed: 02-Aug-2012].
- [110] Graham Morrison, "Best codecs for video and how to encode ," *TechRadar*, 2011. [Online]. Available: <http://www.techradar.com/news/home-cinema/best-codecs-for-video-and-how-to-encode-1044575>. [Accessed: 02-Aug-2012].
- [111] J. Ozer, "Streaming 101: The Basics - Codecs, Bandwidth, Data Rate and Resolution," *Streaming Learning Center*, 2009. [Online]. Available: <http://www.streaminglearningcenter.com/articles/streaming-101-the-basics—codecs-bandwidth-data-rate-and-resolution.html>. [Accessed: 03-Aug-2012].
- [112] European Broadcasting Union, "10 things you need to know about ... 1080p/50," European Broadcasting Union, 2009.
- [113] H. H. Shelton, "HDTV and the DoD," 1998. [Online]. Available: http://www.atd.net/HDTV_faq.html. [Accessed: 18-Apr-2012].
- [114] VideoLAN Organization, "The cross-platform streaming solution," *VideoLAN*, 2012. [Online]. Available: <http://www.videolan.org/vlc/streaming.html>. [Accessed: 03-Aug-2012].
- [115] VideoLAN Organization, "VideoLAN - Streaming Features list," *VideoLan*, 2012. [Online]. Available: <http://www.videolan.org/streaming-features.html>. [Accessed: 03-Aug-2012].
- [116] A. Freytag and T. Deist, "Atlas of Gastroenterological Endoscopy," 2003. [Online]. Available: <http://www.endoskopischer-atlas.de/indexe.htm>. [Accessed: 15-Nov-2011].

- [117] J. A. Murra-Saca, "Atlas of Gastrointestinal Video Endoscopy," 2005. [Online]. Available: <http://gastrointestinalatlas.com/English/english.html>. [Accessed: 15-Nov-2011].
- [118] AstraZeneca Group of Companies, "GastroSource - an international gastroenterology resource," 2008. [Online]. Available: <http://www.gastrosource.com/>. [Accessed: 15-Nov-2011].
- [119] Hans Bjorknas, "Gastrolab - the Gastrointestinal Site," 1996. [Online]. Available: <http://www.gastrolab.net/welcome.htm>. [Accessed: 15-Nov-2011].
- [120] R. Boulton, C. Cousins, S. Gupta, and H. Hodgson, *A Colour Handbook of Gastroenterology*, Second edi. Manson Publishing, 2011, p. 248.
- [121] REKESh Comp Ltd, "ENDO3® Atlas of Gastrointestinal Endoscopy," 2011. [Online]. Available: <http://www.endo3.eu/>. [Accessed: 24-Aug-2012].
- [122] J. Braga, I. Laranjo, and V. Alves, "Sistemas baseados em sinal vídeo - Aplicação," Braga, 2012.
- [123] I. Laranjo, J. Braga, and V. Alves, "Multi-format Video Frame Grabber ImageJ Plugin - MVFG," in *Proceedings of the ImageJ User and Developer Conference*, 2012, p. 5.
- [124] L. A. Alexandre, J. Casteleiro, and N. Nobre, "Polyp Detection in Endoscopic Video Using SVMs," in *Proceedings of the 11th European conference on Principles and Practice of Knowledge Discovery in Databases*, 2007, vol. 4702, pp. 358–365.
- [125] F. Vilari, G. Lacey, J. Zhou, H. Mulcahy, and S. Patchett, "Automatic Labeling of Colonoscopy Video for Cancer Detection," in *Pattern Recognition and Image Analysis, Third Iberian Conference, IbPRIA*, 2007, vol. 4477, no. 1, pp. 290–297.
- [126] M. Coimbra, M. Mackiewicz, M. Fisher, C. Jamieson, J. Soares, and J. P. S. Cunha, "Computer Vision Tools for Capsule Endoscopy Exam Analysis," in *Eurasip NewsLetter*, 2007, vol. 18/1, pp. 1–19.
- [127] IBM Research, "VideoAnnEx Annotation Tool," 18-Jun-2001. [Online]. Available: <http://www.research.ibm.com/VideoAnnEx/>. [Accessed: 13-Jun-2012].
- [128] D. Garaiman and D. Garaiman, "Recursive algorithms content search in multimedia databases with endoscopic images," in *Proceedings of International Multiconference on Computer Science and Information Technology, IMCSIT '09.*, 2009, pp. 471–474.
- [129] J. Oh, S. Hwang, J. Lee, W. Tavanapong, J. Wong, and P. C. De Groen, "Informative frame classification for endoscopy video," *Medical Image Analysis*, vol. 11, no. 2, pp. 110–127, 2007.
- [130] S. R. Stanek, W. Tavanapong, J. Wong, J. H. Oh, and P. C. de Groen, "Automatic real-time detection of endoscopic procedures using temporal features.," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 108, no. 2, pp. 524–35, Nov. 2012.

REFERÊNCIAS

- [131] X. Zhu, J. Fan, W. G. Aref, and A. K. Elmagarmid, "ClassMiner: Mining Medical Video Content Structure and Events Towards Efficient Access and Scalable Skimming," *Research Issues on Data Mining and Knowledge Discovery - DMKD*, 2002.
- [132] F. Vilarino, P. Spyridonos, O. Pujol, J. Vitria, and P. Radeva, "Automatic Detection of Intestinal Juices in Wireless Capsule Video Endoscopy," *Proceedings of the 18th International Conference on Pattern Recognition*, vol. 4, pp. 719–722, 2006.
- [133] X. Zhu, W. G. Aref, J. Fan, A. C. Catlin, and A. K. Elmagarmid, "Medical Video Mining for Efficient Database Indexing, Management and Access," 2003.
- [134] M. I. Leszczuk and M. Duplaga, "Algorithm for video summarization of bronchoscopy procedures.," *Biomedical engineering online*, vol. 10, p. 17, Jan. 2011.
- [135] M. K. Bashar, T. Kitasaka, Y. Suenaga, Y. Mekada, and K. Mori, "Automatic detection of informative frames from wireless capsule endoscopy images.," *Medical image analysis*, vol. 14, no. 3, pp. 449–70, Jun. 2010.
- [136] L. Alexandre, N. Nobre, and J. Casteleiro, "Color and Position versus Texture Features for Endoscopic Polyp Detection," *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, pp. 38–42, May 2008.
- [137] N. Rangseekajee and S. Phongsuphap, "Endoscopy Video Frame Classification Using Edge-based Information Analysis Pre-processing," *Computing in Cardiology*, vol. 38, pp. 549–552, 2011.
- [138] D. K. Iakovidis, D. E. Maroulis, and S. a Karkanis, "An intelligent system for automatic detection of gastrointestinal adenomas in video endoscopy.," *Computers in biology and medicine*, vol. 36, no. 10, pp. 1084–103, Oct. 2006.
- [139] R. Yao, Y. Wu, W. Yang, X. Lin, S. Chen, and S. Zhang, "Specular Reflection Detection on Gastroscopic Images," *2010 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, vol. 2, pp. 1–4, Jun. 2010.
- [140] R. Yao, S. Zhang, W. Yang, S. Cheng, and Y. Chen, "Abnormality detection on gastroscopic images using," *2010 International Conference of Medical Image Analysis and Clinical Application (MIACA)*, pp. 38–41, 2010.
- [141] T. H. Stehle, "Specular Reflection Removal in Endoscopic Images Specular Reflection Removal in Endoscopic Images," *Proceedings of the 10th International Student Conference on Electrical Engineering POSTER 2006*, p. 6, 2006.
- [142] S. U. Zhang, W. E. I. Yang, Y. Wu, R. U. I. Yao, and S. Cheng, "Abnormal region detection in gastroscopic images by combining classifiers on neighboring patches," *Proceedings of the Eighth International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, pp. 2374 – 2379, 2009.

- [143] A. Das, A. Kar, and D. Bhattacharyya, "Elimination of specular reflection and identification of ROI: The first step in automated detection of Cervical Cancer using Digital Colposcopy," *2011 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques*, pp. 237–241, May 2011.
- [144] S. Tchoulack, J. M. P. Langlois, and F. Cheriet, "A Video Stream Processor for Real-time Detection and Correction of Specular Reflections in Endoscopic Images," pp. 49–52, 2008.
- [145] F. L. Jacob, J. M. R. S. Tavares, and A. M. Reis, "Algoritmos para alinhamento de imagens médicas: princípios e aplicação em imagens de esclerose múltipla," p. 8.
- [146] B. V. Dhandra, R. Hegadi, M. Hangarge, and V. S. Malemath, "Endoscopic image classification based on active contours without edges," *1st International Conference on Digital Information Management*, no. 1, pp. 167–172, Apr. 2007.
- [147] P. S. Hiremath, B. V. Dhandra, R. Hegadi, and G. G. Rajput, "Abnormality Detection in Endoscopic Images Using Color Segmentation and Curvature Computation," pp. 834–841, 2004.
- [148] M. P. Tjoa, S. M. Krishnan, and M. M. Zheng, "A novel endoscopic image analysis approach using deformable region model to aid in clinical diagnosis," *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, no. 2, pp. 710–713, 2003.
- [149] P. Wang, S. M. Krishnan, Y. Huang, and N. Srinivasan, "An adaptive segmentation technique for clinical," pp. 1084–1085, 2002.
- [150] X. Zabulis, A. a. Argyros, and D. P. Tsakiris, "Lumen detection for capsule endoscopy," *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3921–3926, Sep. 2008.
- [151] K. Vijayan Asari and T. Srikanthan, "Segmenting endoscopic images using adaptive progressive thresholding: a hardware perspective," *Journal of Systems Architecture*, vol. 47, no. 9, pp. 759–761, Mar. 2002.
- [152] K. V. Asari, "A fast and accurate segmentation technique for the extraction of gastrointestinal lumen from endoscopic images.," *Medical engineering & physics*, vol. 22, no. 2, pp. 89–96, Mar. 2000.
- [153] S. Kumar, K. V. Asari, and D. Radhakrishnan, "A New Technique for the Segmentation of Lumen from Endoscopic images by Differential Region Growing," pp. 414–417, 1999.
- [154] C. S. Lim, H. Tian, and T. Srikanthan, "An automated technique for high speed segmentation of endoscopic images," vol. 2, no. 1, pp. 186–189, 2004.
- [155] Z. Y. Xue, S. M. Krishnan, and Z. Y. Lin, "Detection of esophageal lumen contour and abnormality from endoscopic images," *IEEE Conference Serving Humanity, Advancing Technology*, vol. 18, p. 639798, 1999.
- [156] M. Mackiewicz, J. Berensa, and M. Fishera, "Wireless Capsule Endoscopy video segmentation using Support Vector Classifiers and Hidden Markov Models," p. 5.

REFERÊNCIAS

- [157] J. Berens, Michal Mackiewicz, and D. Bell, "Stomach, intestine, and colon tissue discriminators for wireless capsule endoscopy images," *Medical Imaging 2005: Image Processing*, pp. 283–29, 2005.
- [158] M. Coimbra, P. Campos, and J. P. S. Cunha, "Endoscopic capsule exams using MPEG-7 visual descriptors," pp. 105–110, 2006.
- [159] D. Comaniciu, P. Meer, and S. Member, "Mean Shift : A Robust Approach Toward Feature Space Analysis," vol. 24, no. 5, pp. 603–619, 2002.
- [160] Z. Wu and R. Leahy, "An Optimal Graph Theoretic Approach to Data Clustering: Theory and its Application to Image Segmentation," *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 15, no. 11, pp. 1101–1113, 1993.
- [161] F. Riaz, M. Dinis-Ribeiro, and M. Coimbra, "Semantic relevance of current image segmentation algorithms," *WIAMIS*, pp. 165–168, 2009.
- [162] Y. Chen and J. Lee, "A Review of Machine Vision Based Analysis of Wireless Capsule Endoscopy Video," no. 1.
- [163] B. Li and M. Q.-H. Meng, "Analysis of the gastrointestinal status from wireless capsule endoscopy images using local color feature," *2007 International Conference on Information Acquisition*, pp. 553–557, Jul. 2007.
- [164] Z. Sobri, H. Amylia, and M. Sakim, "Texture Color Fusion Based Features Extraction for Endoscopic Gastritis Images Classification," *International Journal of Computer and Electrical Engineering*, vol. 4, no. 5, pp. 674–678, 2012.
- [165] T. Ojala and M. Pietikainen, "Multiresolution Gray-Scale and Rotation Invariant Texture Classification with Local Binary Patterns," *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. 24, no. 7, pp. 971–987, 2002.
- [166] R. M. Haralick, K. Shanmugam, and I. Dinstein, "Textural features for image classification," *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. 3, no. 4, pp. 610–621, 1973.
- [167] R. M. Haralick, "Statistical and structural approaches to texture," *Proceedings of the IEEE*, vol. 67, no. 5, pp. 786–804, 1979.
- [168] B. Li, M. Q.-H. Meng, and L. Xu, "A comparative study of shape features for polyp detection in wireless capsule endoscopy images.," *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2009, pp. 3731–4, Jan. 2009.
- [169] Atlanta South Gastroenterology, "The Atlas of Gastrointestinal Endoscopy," 2012. [Online]. Available: http://www.endoatlas.com/atlas_1.html. [Accessed: 12-Sep-2012].

- [170] P. Y. Lau and P. L. Correia, "Detection of bleeding patterns in WCE video using multiple features.," *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, pp. 5601–4, Jan. 2007.
- [171] J. Liu and X. Yuan, "Obscure Bleeding Detection in Endoscopy Images Using Support Vector Machine," vol. 20, no. 2, pp. 289–299, 2009.
- [172] B. Li and M. Q.-H. Meng, "Computer aided detection of bleeding in capsule endoscopy images," *Conference on Electrical and Computer Engineering, 2008. CCECE 2008. Canadian*, pp. 1963–1966, 2008.
- [173] B. Penna, T. Tillo, M. Grangetto, E. Magli, and G. Olmo, "A technique for blood detection in wireless capsule endoscopy images," *17th European Signal Processing Conference*, no. Eusipco, pp. 1864–1868, 2009.
- [174] A. Karargyris and N. Bourbakis, "A methodology for detecting blood-based abnormalities in Wireless Capsule Endoscopy videos," *2008 8th IEEE International Conference on Bioinformatics and BioEngineering*, pp. 1–6, Oct. 2008.
- [175] R. A. F. Cotilho, "Detection and Classification of Human Colorectal Polyps," no. October. p. 75, 2011.
- [176] S. A. Karkanis, G. D. Magoulas, D. K. Iakovidis, D. E. Maroulis, and N. Theofanous, "Tumor recognition in endoscopic video images," *Proc. of the 26th EUROMICRO Conference.*, pp. 423–429, 2000.
- [177] B. Li and M. Q.-H. Meng, "Small Bowel Tumor Detection for Wireless Capsule Endoscopy," *Intelligent Robots and Systems, 2009*, pp. 498–503, 2009.
- [178] B. Li and M. Q.-H. Meng, "Ulcer Recognition in Capsule Endoscopy Images by Texture Features," *2008 7th World Congress on Intelligent Control and Automation*, pp. 234–239, 2008.
- [179] B. Li and M. Q.-H. Meng, "Texture analysis for ulcer detection in capsule endoscopy images," *Image and Vision Computing*, vol. 27, no. 9, pp. 1336–1342, Aug. 2009.
- [180] Y. Chen and J. Lee, "Ulcer detection in wireless capsule endoscopy videos," *ACM Multimedia 2012*, 2012.
- [181] C. Münzenmayer, A. Kage, T. Wittenberg, and S. Mühldorfer, "Computer-assisted diagnosis for precancerous lesions in the esophagus.," *Methods of information in medicine*, vol. 48, no. 4, pp. 324–330, Jan. 2009.
- [182] D. K. Iakovidis, D. E. Maroulis, S. a. Karkanis, and a. Brokos, "A Comparative Study of Texture Features for the Discrimination of Gastric Polyps in Endoscopic Video," *18th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'05)*, pp. 575–580, 2005.

- [183] A. Sousa, M. Areia, and M. Coimbra, "Identifying cancer regions in vital-stained magnification endoscopy images using adapted color histograms," pp. 681–684, 2009.
- [184] B. Li, M. Q.-H. Meng, and J. Y. W. Lau, "Computer-aided small bowel tumor detection for capsule endoscopy.," *Artificial intelligence in medicine*, vol. 52, no. 1, pp. 11–6, May 2011.
- [185] D. J. C. Barbosa, J. Ramos, and C. S. Lima, "Using Texture Analysis based on the Discrete Wavelet Transform," pp. 3012–3015, 2008.
- [186] D. J. C. Barbosa, J. Ramos, J. H. Correia, and C. S. Lima, "Automatic detection of small bowel tumors in capsule endoscopy based on color curvelet covariance statistical texture descriptors.," *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2009, pp. 6683–6, Jan. 2009.
- [187] M. M. Martins, D. J. Barbosa, J. Ramos, and C. S. Lima, "Small bowel tumors detection in capsule endoscopy by Gaussian modeling of color curvelet covariance coefficients.," *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2010, pp. 5557–60, Jan. 2010.
- [188] S. Hwang and M. E. Celebi, "Polyp detection in Wireless Capsule Endoscopy videos based on image segmentation and geometric feature," vol. 7, pp. 678–681, 2010.
- [189] V. Charisis, L. J. Hadjileontiadis, C. N. Liatsos, C. C. Mavrogiannis, and G. D. Sergiadis, "Abnormal pattern detection in Wireless Capsule Endoscopy images using nonlinear analysis in RGB color space.," *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, pp. 3674–7, Jan. 2010.
- [190] M. Minskyt, "Steps Toward Artificial Intelligence," *Proceedings of the IRE*, pp. 8–30, 1961.
- [191] R. Blanco, I. Inza, M. Merino, J. Quiroga, and P. Larrañaga, "Feature selection in Bayesian classifiers for the prognosis of survival of cirrhotic patients treated with TIPS.," *Journal of biomedical informatics*, vol. 38, no. 5, pp. 376–88, Oct. 2005.
- [192] P. Domingos and M. Pazzani, "On the Optimality of the Simple Bayesian Classifier under Zero-One Loss," vol. 130, pp. 103–130, 1997.
- [193] F. Y. Shih, *Image processing and pattern recognition: Fundamentals and techniques*. 2010, p. 535.
- [194] X. Wu, V. Kumar, J. Ross Quinlan, J. Ghosh, Q. Yang, H. Motoda, G. J. McLachlan, A. Ng, B. Liu, P. S. Yu, Z.-H. Zhou, M. Steinbach, D. J. Hand, and D. Steinberg, "Top 10 algorithms in data mining," *Knowledge and Information Systems*, vol. 14, no. 1, pp. 1–37, Dec. 2007.
- [195] V. Vapnik, *The Nature of Statistical Learning Theory*. Springer, 1995, p. 314.

- [196] A. C. Lorena and A. C. P. L. F. De Carvalho, "Uma Introdução às Support Vector Machines," vol. 14, no. 2, pp. 43–67, 2007.
- [197] NeuroAI, "Artificial Neural Networks - A neural network tutorial," 2010. [Online]. Available: <http://www.learnartificialneuralnetworks.com/>. [Accessed: 11-Sep-2012].
- [198] S. Chang, T. Sikora, and A. Puri, "Overview of the MPEG-7 Standard," in *IEEE transactions on circuits and systems for video technology*, 2001, vol. 11, no. 6, pp. 688–695.
- [199] W. Klieber, "Using MPEG-7 for Multimedia retrieval," Graz, Austria, 2003.
- [200] J. M. Martinez, R. Koenen, and F. Pereira, "Standards MPEG-7 - The Generic Multimedia Content Description Standard, Part 1," pp. 78–87, 2002.
- [201] P. Salembier, "An overview of MPEG-7 Multimedia Description Schemes and of future visual information analysis challenges for content-based indexing," in *CBMI '01, Brescia, Italy*, 2001, no. section 3, p. 10.
- [202] J. Hunter, "Adding Multimedia to the SemanticWeb: Building and Applying an MPEG-7 Ontology," in *Multimedia Content and the Semantic Web: Methods, Standards and Tools*, G. S. and S. Kollias, Ed. UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2005.
- [203] ISO/IEC, "Information technology – Multimedia content description interface – Part 3: Visual," *International Standard*, vol. 15938–3, 2002.
- [204] J. M. Martinez, "Standards - Overview of MPEG-7 Description Tools, Part 2," pp. 83 – 93, 2002.
- [205] J.-R. Ohm, L. Cieplinski, H. J. Kim, S. Krishnamachari, B. S. Manjunath, D. S. Messing, and A. Yamada, "The MPEG-7 Color Descriptors," p. 28.
- [206] T. Sikora, "The MPEG-7 Visual Standard for Content Description – An Overview," *IEEE Transactions on circuits and systems for video technology*, vol. 11, no. 6, pp. 696–702, 2001.
- [207] P. Wu, Y. M. Ro, C. S. Won, and Y. Choi, "Texture Descriptors in MPEG-7," *CAIP*, pp. 21–28, 2001.
- [208] Y. M. R. Ro, M. K. Kim, H. K. K. Kang, B. S. M. Manjunath, and J. K. Kim, "MPEG-7 Homogeneous Texture Descriptor," *ETRI Journal*, vol. 23, no. 2, pp. 41–51, Jun. 2001.
- [209] M. Bober, "MPEG-7 visual shape descriptors," *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, vol. 11, no. 6, pp. 716–719, Jun. 2001.
- [210] T. Chou, *Introduction to Cloud Computing (in about 1,000 words)*. 2010.
- [211] L. Badger, R. Patt-corner, J. Voas, and R. Patt-Corner, "Cloud Computing Synopsis and Recommendations - Recommendations of the National Institute of Standards and Technology," 2012.

- [212] I. Gartner, "Gartner Highlights Five Attributes of Cloud Computing," 2012. [Online]. Available: <http://www.gartner.com/it/page.jsp?id=1035013>. [Accessed: 30-Sep-2012].
- [213] O. Ferreira and F. Moreira, "Cloud Computing Implementation Level in Portuguese Companies," *Procedia Technology*, vol. 5, pp. 491–499, Jan. 2012.
- [214] J. Strickland, "How Grid Computing Works," *How Stuff Works*, 2012. [Online]. Available: <http://computer.howstuffworks.com/grid-computing5.htm>. [Accessed: 08-Oct-2012].
- [215] S. Biswas, "A History of Cloud Computing," *CloudTweaks*, 2011. [Online]. Available: <http://www.cloudtweaks.com/2011/02/a-history-of-cloud-computing/>. [Accessed: 08-Oct-2012].
- [216] W. Jansen and T. Grance, "Guidelines on Security and Privacy in Public Cloud Computing," 2011.
- [217] G. Lewis, "Basics About Cloud Computing," no. September, 2010.
- [218] and S. L. Tim Mather, Subra Kumaraswamy, *Cloud Security and Privacy*. O'Reilly, 2009, p. 336.
- [219] M. S. Lew, N. Sebe, C. Djeraba, and R. Jain, "Content-based multimedia information retrieval: State of the art and challenges," *ACM Transactions on Multimedia Computing, Communications, and Applications (TOMCCAP)*, vol. 2, no. 1, pp. 1–19, 2006.
- [220] C. Akgül, D. Rubin, S. Napel, C. Beaulieu, H. Greenspan, and B. Acar, "Content-Based Image Retrieval in Radiology: Current Status and Future Directions," *Journal of Digital Imaging*, vol. 24, no. 2, pp. 208–222, 2011.
- [221] T. Kato, "Database architecture for content-based image retrieval," in *Image Storage and Retrieval Systems*, 1992, vol. 1662, pp. 112–123.
- [222] J. Eakins and M. Graham, "Content-based image retrieval," Newcastle, 1999.
- [223] M. Lalmas, B. Mory, K. Moutogianni, and T. Rölleke, "Searching multimedia data using MPEG-7 descriptions in a broadcast terminal," 2002, pp. 1–29.
- [224] M. Lux and M. Granitzer, "Retrieval of MPEG-7 based Semantic Descriptions," in *In Proceedings of BTW-Workshop WebDB Meets IR*, 2005.
- [225] K. Adistambha, M. Doeller, R. Tous, M. Gruhne, M. Sano, C. Tsinaraki, S. Christodoulakis, K. Yoon, C. H. Ritz, and I. S. Burnett, "The MPEG-7 Query Format : A New Standard in Progress for Multimedia Query by Content," in *7th International Symposium on Communications and Information Technologies ISCIT 2007*, 2007, pp. 479–484.
- [226] M.-H. Lee, J.-H. Kang, S. H. Myaeng, S. J. Hyun, J.-M. Yoo, E.-J. Ko, J.-W. Jang, and J.-H. Lim, "A Multimedia Digital Library System Based on MPEG-7 and XQuery," in *6th International Conference on Asian Digital Libraries, ICADL'03 Proceedings*, 2003, vol. 2911, pp. 193–205.

- [227] D. Tjondronegoro and Y. P. Chen, "Content-Based Indexing and Retrieval Using MPEG-7 and X-Query in Video Data Management Systems," in *Journal World Wide Web: Internet and Web Information Systems*, 2002, vol. 5, pp. 207–227.
- [228] Fujitech Equipamento Médico, "Enteroscopia - Enteroscopia duplo balão." [Online]. Available: http://www.fujitech.com.br/site/index.php?option=com_content&task=blogcategory&id=44&Itemid=87. [Accessed: 14-Nov-2012].
- [229] ECRI Institute, "Healthcare Product Comparison System," 2007.
- [230] A. J. DiMarino Jr. and S. B. Benjami, *Gastrointestinal Disease: An Endoscopic Approach*, 2nd Editio. Slack Incorporated, 2005, p. 1449.
- [231] World Health Organization, "Classifications - International Classification of Diseases (ICD)," 2012. [Online]. Available: <http://www.who.int/classifications/icd/en/>. [Accessed: 04-Jun-2012].
- [232] Wikipédia, "Classificação internacional de doenças," 2012. [Online]. Available: <http://pt.wikipedia.org/wiki/CID>. [Accessed: 04-Jun-2012].
- [233] ICD-10, "International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems 10th Revision (ICD-10) Version Online," 2010. [Online]. Available: <http://apps.who.int/classifications/icd10/browse/2010/en#/XI>. [Accessed: 04-Jun-2012].
- [234] Portal da Codificação Clínica e dos GDH, "Codificação clínica - Sistema de classificação utilizado em Portugal ," 2011. [Online]. Available: http://portalcodgdh.min-saude.pt/index.php/Codifica%C3%A7%C3%A3o_cl%C3%ADnica#Sistema_de_classifica.C3.A7.C3.A3o_utilizado_em_Portugal. [Accessed: 04-Jun-2012].
- [235] M. J. M. Groenen, W. Hirs, H. Becker, E. J. Kuipers, G. P. Van Berge Henegouwen, P. Fockens, and R. J. T. Ouwendijk, "Gastrointestinal endoscopic terminology coding (GET-C): a WHO-approved extension of the ICD-10.," *Digestive diseases and sciences*, vol. 52, no. 4, pp. 1004–1008, Apr. 2007.
- [236] U.S. National Library of Medicine, "Medical Subject Headings," 1999. [Online]. Available: <http://www.nlm.nih.gov/mesh/>. [Accessed: 04-Jun-2012].
- [237] R. Filip, "Advances in gastrointestinal tract visualization. Part I," *Journal of Pre-Clinical and Clinical Research*, vol. 1, no. 1, pp. 19–21, 2007.
- [238] K. Yao, Y. Takaki, T. Matsui, A. Iwashita, G. K. Anagnostopoulos, P. Kaye, and K. Ragnath, "Clinical Application of Magnification Endoscopy and Narrow-Band Imaging in the Upper Gastrointestinal Tract: New Imaging Techniques for Detecting and Characterizing Gastrointestinal Neoplasia," *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America*, vol. 18, no. 3, pp. 415–433, 2008.
- [239] S. McGill, R. Soetikno, and T. Kaltenbach, "Image-enhanced endoscopy in practice.," *Canadian journal of gastroenterology*, vol. 23, no. 11, pp. 741–6, Nov. 2009.

REFERÊNCIAS

- [240] S. Saito, H. Tajiri, T. Ohya, T. Nikami, H. Aihara, and M. Ikegami, "Imaging by Magnifying Endoscopy with NBI Implicates the Remnant Capillary Network As an Indication for Endoscopic Resection in Early Colon Cancer.," *International journal of surgical oncology*, vol. 2011, p. 242608, Jan. 2011.
- [241] Matrox, "Matrox Video Products for Mac and PC - H.264 Encoding, Realtime Editing, I/O Devices," 2012. [Online]. Available: <http://www.matrox.com/video/en/products/>. [Accessed: 04-Mar-2012].
- [242] Stryker, "1288 HD Video Camera - User guide," 2010.
- [243] Fujifilm, "4400 Electronic video endoscopy system," 2009.
- [244] R. Wolf, "HDTV - HD1080p autoclave," 2011.
- [245] R. Wolf, "medical HD - HD ENDOCAM 5509," 2011.
- [246] VideoLAN Organization, "libVLC," 2012. [Online]. Available: <http://www.videolan.org/vlc/libvlc.html>. [Accessed: 19-Apr-2012].
- [247] VideoLAN Organization, "VLC playback Features," 2012. [Online]. Available: <http://www.videolan.org/vlc/features.php?cat=filters>. [Accessed: 19-Apr-2012].
- [248] VideoLAN Organization, "VLC Documentation," 2012. [Online]. Available: <http://www.videolan.org/developers/vlc/doc/doxygen/html/index.html>. [Accessed: 19-Apr-2012].
- [249] First, "SiiMA - gestão de serviços clínicos," 2011. [Online]. Available: www.first-global.com/pt/Pages/SiiMA.aspx. [Accessed: 24-Oct-2011].
- [250] R. Wolf, "VictOR HD for documentation in Full-HD Quality," 2011. [Online]. Available: <http://www.richard-wolf.com/en/human-medicine/visualisation/documentation-systems/victor-hd.html>. [Accessed: 24-Oct-2011].
- [251] ImageJ, "Image Processing and Analysis in Java," 2012. [Online]. Available: <http://rsb.info.nih.gov/ij/index.html>. [Accessed: 05-May-2012].
- [252] T. Ferreira and W. Rasband, "The ImageJ User Guide - Image Types and Image Formats," pp. 8 – 11, 2011.
- [253] Wayne Rasband, "QuickTime Movie Writer," *ImageJ Plugin*, 2000. [Online]. Available: <http://rsb.info.nih.gov/ij/plugins/movie-writer.html>. [Accessed: 29-May-2012].
- [254] Wayne Rasband, "JMF Movie Reader," *ImageJ Plugin*, 2001. [Online]. Available: <http://rsb.info.nih.gov/ij/plugins/jmf.html>. [Accessed: 29-May-2012].
- [255] Wayne Rasband, Robert Dougherty, Jeff Hardin, and Jeffrey Woodward, "QuickTime Opener," *ImageJ Plugin*, 2000. [Online]. Available: <http://rsb.info.nih.gov/ij/plugins/movie-opener.html>. [Accessed: 29-May-2012].

- [256] Mark Lee, "Vlcj - Java framework for the vlc media player," 2012. [Online]. Available: <http://caprica.github.com/vlcj/>. [Accessed: 07-May-2012].
- [257] Michael Schmid and Daniel Marsh, "AVI Reader," *ImageJ Plugin*, 2002. [Online]. Available: <http://rsb.info.nih.gov/ij/plugins/avi-reader.html>. [Accessed: 29-May-2012].

REFERÊNCIAS

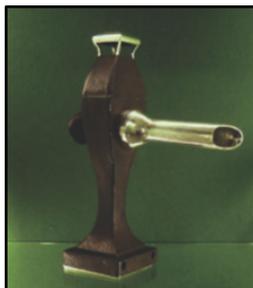
APÊNDICES

APÊNDICE A - PERSPETIVA HISTÓRICA

As primeiras obstruções esofágicas (por corpos estranhos) começaram a aparecer na época do homem primitivo, quando este se tornou carnívoro, levando à necessidade de desenvolver um artefacto que atingisse o esófago e empurra-se os corpos estranhos para o estômago. Esta época foi denominada por pré-endoscópica. O primeiro instrumento desenvolvido para olhar para as cavidades mais profundas foi, provavelmente, o espéculo retal, a primeira menção a este instrumento é encontrada no conjunto de obras atribuídas a *Hipócrates* (460 - 377 AC) – o pai da medicina (na Coleção Hipocrática – no escrito das *Fistulas*) [28] [29] [30]. Mais tarde tubos abertos foram concebidos, mas só passadas algumas centenas de anos é que puderam ser úteis. Após a criação deste instrumento não houve mais nenhum progresso notável feito na área da endoscopia, até ao início do século XIX.

No início do século XIX, começaram a aparecer algumas versões primitivas de endoscópios, e.g., os instrumentos de *Bozzini* (1805), *Segalas* (1826), *Fisher* (1827), *Bonnafont* (1834), *Avery* (1843), e *Désormeaux* (1853) [31].

O médico alemão *Philip Bozzini* (1773 - 1809) - considerado o pai da endoscopia, inventou um aparelho capaz de observar e examinar o interior do corpo (o trato urinário, o reto e a faringe.), conhecido por *Lichtleiter* ("condutor de luz") (Fig. A.1 - A). Este aparelho acabou por ser posto de parte devido a ser muito pesado, difícil de manobrar e de deficiente visão [28] [32] [33].



(A)



(B)

Fig. A.1 – (A) *Lichtleiter* inventado por *Bozzini* em 1805, (B) Dispositivo de *Desormeaux* (retirado de [31]).

No decorrer da era da endoscopia rígida dois obstáculos logo se apresentaram, o facto do trato gastrointestinal ser escuro e não ser linear.

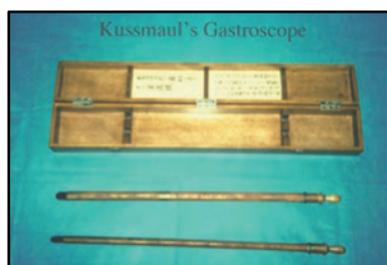
Pierre Segalas (1792 - 1875), mostrou o seu novo endoscópio na Academia de ciências, em 1826, e este permitia ver a uretra e a bexiga. Passado um ano (1827), *John Fisher* (1798 - 1850), apresentou um

modelo constituído por um sistema de lentes e apresentava uma visão deficiente. Porém, só no ano de 1853, é que o termo “*endoscópio*” ganhou algum destaque, quando *Desormeaux* (1815 – 1882) criou um aparelho/endoscópio, onde utilizava uma chama produzida por uma mistura de álcool e terebintina (do inglês *turpentine*) que servia como fonte de luz. Esta luz era refletida no interior do tubo ótico através de um espelho com um pequeno furo no centro. Este instrumento foi especialmente concebido para examinar o trato urinário e a bexiga. *Desormeaux* publicou o primeiro tratado de endoscopia (Fig. A.1 - B) [28] [32].

Kussmaul (1822 - 1902) foi a primeira pessoa que tentou usar um endoscópio para observar o interior do estômago humano em 1868. No entanto, não foi possível visualizar o estômago, exceto perto da cárdia, devido a este instrumento ser rígido, como se pode observar na Fig. A.2(A) [32] [33].

O maior problema dos endoscópios desta época era a fonte de luz. Com a descoberta da lâmpada por *Thomas Edison* (1847 - 1931), em 1878 e passado 25 anos, os endoscópios passaram a ter incorporado uma fonte de luz artificial, resolvendo deste modo o problema da escuridão, que não permitia uma boa visualização do organismo.

Em 1879, *Maximilian Nitze* (1848 - 1906) e *Leiter* (1830 - 1892) inventaram um esofagoscópio Fig. A.2(B) [33] [32].



(A)



(B)



(C)

Fig. A.2 – (A) Gastroscópio de Kussmaul, (B) Esofagoscópio criado por Nitze e Leiter, (C) Gastroscópio de Milkulicz (retirado de [31]).

Em 1881, *Johann von Mikulicz* (1850 - 1905) e os seus colegas inventaram o primeiro gastroscópio rígido e através dele conseguiram observar alguns casos de úlceras Fig. A.2(C) [32] [33].

Nitze em 1886, criou um cistoscópio, com uma lâmpada em miniatura, incorporada. Com o decorrer dos anos, vários tipos de gastroscópios rígidos foram concebidos.

O primeiro endoscópio flexível apareceu em 1932 (uma versão modificada dos anteriores), e foi desenvolvido por *Rudolph Schindler* (1888 - 1968) e *George Wolf* (1873 - 1938), tendo como finalidade

observar o estômago Fig. A.3(A). *Rudolph Schindler* examinou o interior de um estômago utilizando diversas lentes posicionadas através do tubo com uma lâmpada elétrica em miniatura [32] [33].

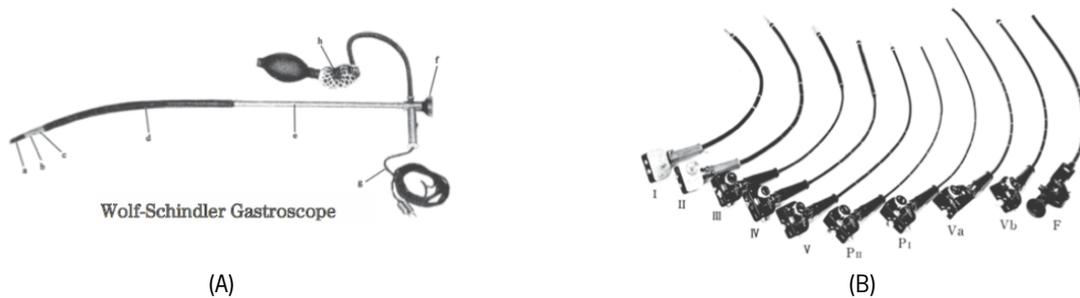


Fig. A.3 - (A) Gastroscópio flexível de Schindler e Wolf, (B) Progressão das gastrocâmaras, (retirado de [31]).

A Fotografia Intragástrica é um método de diagnóstico que consiste na inserção de uma câmara em miniatura no estômago, podendo ser designada por gastrocâmara. *Einhorn* foi a primeira pessoa que pensou no potencial de fazer um diagnóstico por fotografia intragástrica (1889). Depois disso, houve várias tentativas de fotografia intragástrico. Na Fig. A.3(B) encontra-se diversas gastrocâmaras, onde se consegue visualizar que o diâmetro dos aparelhos diminui com a criação/evolução de novas gastrocâmaras. O tipo V foi a gastrocâmara mais popular Fig. A.4(A), e na Fig. A.4(B) pode-se visualizar um retrato de um precoce cancro gástrico tirado com esta câmara.



Fig. A.4 - (A) Gastrocâmara do tipo V, (B) Imagem retirada com uma gastrocâmara do tipo V onde se pode visualizar um cancro precoce (retirado de [31]).

A base dos primeiros diagnósticos de cancros gástricos foram estabelecidas em 1957.

Ao contrário dos endoscópios já criados (não era possível visualizar diretamente o interior do estômago, em tempo real), as gastrocâmaras conseguia recolher imagens do interior do estômago, mas apresentavam um problema, as imagens tinham de ser processadas antes de o médico as poder visualizar. Este problema foi resolvido com a criação dos fibroscópios [34].

Na década de 60, deu-se o aparecimento da fibra de vidro e *Basil Hirshowitz* foi pioneiro na criação de endoscópios deste material. Este material possibilitou a transmissão de luz de uma extremidade até à outra, mesmo com o dispositivo curvado. Deste modo foi possível visualizar o interior do estômago em

tempo real. Este instrumento não permitia a captação de fotografias. A Fig. A.5(A), mostra o modelo original de *Hirschowitz* [33] [32].



Fig. A.5 - (A) Protótipo de Hirschowitz, (B) Gastrocâmara com fibroscópio, (C) Fibroscópios com a função de biópsia incorporada (retirado de [31]).

A produção de Fibroscópios começou no Japão em 1963. Em 1964, a *Olympus Medical Systems*, começou a desenvolver gastrocâmaras com fibroscópios anexados, permitindo uma maior sofisticação no diagnóstico e eram capazes de tirar fotografias nítidas do estômago. Este instrumento combinado permitiu ao médico observar em tempo real o estômago e ao mesmo tempo tirar fotografias com alta qualidade para posterior documentação [32] [34]. Na Fig. A.5(B) encontra-se os primeiros modelos desenvolvidos. Com a evolução da tecnologia, foi adicionado um canal de biópsia, Fig. A.5(C) e uma câmara, tornando-se possível tirar fotografias.

Houve diversas tentativas de estender a utilização das gastrocâmaras para outras cavidades do corpo humano, em 1958, *Mutsunaga* tentou aplicar a gastrocâmara de tipo II para exame do cólon. Em 1960, *Niwa* desenvolveu uma colonocâmara, que é uma versão alongada da gastrocâmara do tipo V Fig. A.6 [33].

Após 1965, o grupo *Niwa*, o grupo *Matsunaga*, e o grupo de *Yamagata*, respetivamente, trabalharam no estudo da colonoscopia.



Fig. A.6 - Colonocâmara de Niwa (retirado de [31]).

Além das aplicações em diagnósticos clínicos em certas partes do corpo (e.g. o esôfago, o duodeno, o intestino grosso, os brônquios, a vesícula biliar), os endoscópios são agora utilizados para finalidades terapêuticas. O endoscópio deste modo torna-se um instrumento indispensável na comunidade médica [32].

O desenvolvimento do vídeo endoscópio (em inglês, *Videoendoscope*) deve-se à forte evolução tecnológica da televisão. A tentativa de introduzir este tipo de tecnologia para endoscopia foi iniciada com um experimento, que consistia em anexar um dispositivo de captação de imagem na parte ocular de um fibroscópio e observar a imagem captada através de um monitor de TV. Os experimentos iniciaram-se em 1964. No mesmo ano desenvolveu-se os Dipositivos de Carga Acoplada (CCD - *Charge-Coupled Device*).

No ano de 1983, um vídeo-endoscópio equipado com um CCD foi desenvolvido pela primeira vez pela empresa *Welch Allyn* dos Estados Unidos. Neste tipo de equipamento, as imagens, após serem convertidas em sinais elétricos pelo CCD, são transmitidas no monitor. A Fig. A.7(A) mostra um protótipo de um sistema vídeo-endoscópio. Este novo método aumentou drasticamente a segurança (a taxa de equívocos diminuiu) e a precisão do diagnóstico, pois para além do equipamento permitir que diversos médicos e enfermeiros examinassem ao mesmo tempo as condições internas do órgão, o recurso ao processamento de imagem possibilita ajustes na nitidez e focagem, através do controlo do sinal elétrico. Consequentemente, é possível realçar a lesão pelo aumento de sinais de cores específicos, e assim efetuar uma melhor visualização [32].

Ainda nesta altura, foram desenvolvidos os endoscópios ultrassónicos (endoscópios com um transdutor na sua extremidade) Fig. A.7(B), com o objetivo de realizar exames de superfície do trato gastrointestinal e das camadas inferiores, para determinação da profundidade das lesões ou úlceras, além da ocorrência de metástase do nódulo linfático [32].



(A)



(B)



(C)

Fig. A.7 - (A) Protótipo de um sistema vídeo endoscopia, (B) Protótipo de um sistema endoscópico ultrassónico, (C) Sistema HDTV (retirado de [32]).

Após a introdução dos vídeo-endoscópios o desenvolvimento tecnológico abrandou e os investigadores/empresas começaram a apostar na melhoria da resolução das imagens da superfície da mucosa e das camadas inferiores, isto foi possível com o aparecimento da imagem de alta definição (HD – *High Definition*) e de técnicas (e.g., cromoscopia, NBI).

O Trato Gastrointestinal (TGI), além de ser uma estrutura tubular tortuosa, tem uma vasta extensão que dificulta a sua avaliação na totalidade, de uma só vez. Até ao aparecimento da cápsula endoscópica (Fig. A.8 (A)) e do enteroscópio de duplo balão (Fig. A.8 (B)), o intestino delgado era considerado uma área “*oculta*”, devido ao seu difícil acesso.



Fig. A.8 - (A) Cápsula endoscópica (retirado de [34]). (B) Enteroscópio de duplo balão (retirado de [228]).

A primeira cápsula endoscópica foi desenvolvida por uma empresa israelita em 2000, facilitando deste modo a visualização do intestino delgado. Atualmente, este dispositivo não é considerado uma forma eficaz de observar o estômago, embora tenha sido aplicado experimentalmente para observar o cólon. A cápsula é um dispositivo de dimensões reduzidas, deglutida pelo paciente, e que percorre todo o TGI, capturando imagens, sem causar desconforto e sendo eliminada por via natural.

Em novembro de 2002, foi apresentado o primeiro sistema de endoscópio baseado na tecnologia da Televisão de Alta Definição (HDTV - *High Definition Television*) Fig. A.7(C), que mudou radicalmente o conceito dos endoscópios. O sistema aproveita integralmente as vantagens da tecnologia de imagens de vanguarda capazes de produzir imagens mais claras e possibilitando diagnósticos extremamente precisos de modo a que mesmo a mais pequena das lesões não seja perdida. Os sistemas endoscópios baseados em HDTV são nos dias de hoje o principal sistema de endoscopia utilizado [32].

APÊNDICE B - SISTEMAS ENDOSCÓPICOS – CARACTERÍSTICAS

Apesar de ter havido uma pesquisa exaustiva por sistemas de vídeo endoscopia no mercado, alguns dados obtidos (e.g. características dos aparelhos) por vezes eram insuficientes para se conseguir comparar os diferentes sistemas entre eles. O Instituto ECRI (*Emergency Care Research Institute*), em 2007, elaborou uma lista exaustiva das características principais de alguns dos equipamentos existentes no mercado. Deste modo, recorreu-se a esta lista para se conseguir comparar, os diversos equipamentos de vídeo endoscopia.

Nas Tab. B.1 e Tab. B.2 encontram-se alguns dos sistemas já pesquisados anteriormente mas com um maior detalhe fornecido pelo ECRI.

Tab. B.1 – Comparação entre os diversos sistemas de vídeo-endoscópico existentes no mercado com as especificações recomendadas pelo instituto ECRI (adaptado de [229]).

		ECRI INSTITUTE'S RECOMMENDED SPECIFICATIONS 1-CCD SYSTEMS	AESCLAP HD 1080P	FUJINON EPX-4400 SYSTEM	ILO ELECTRONIC ECOCAMX	ILO ELECTRONIC TRISTAR VII	KARL STORZ IMAGE 1 SD CAMERA SYSTEM: IMAGE 1 HD CAMERA SYSTEM	
APPLICATIONS		Laparoscopy, gynecology, urology, gastroenterolog, arthroscopy		All	All	All	All	
COMPATIBLE ENDOSCOPE	FLEXIBLE	All (with appropriate adapters)	Flexible endoscopes with standard eyepiece	All Fujinon 400, 410, 420, 450, 470, 485, 490, 530, and 590 series endoscopes	Fujinon, Olympus, Pentax	Fujinon, Olympus, Pentax	All; adapters are available to fit Fujinon, Machida, Olympus, and Pentax	
	RIGID	All (with appropriate adapters)	All adapters available	Fujinon video laparoscope, all other rigid laparoscopes with video module	Olympus, Storz, Wolf, others	Olympus, Storz, Wolf, others	All; accommodates standard endoscope eyepiece	
VIDEO PROCESSOR CONTROLS/FEATURES		MODEL	PV440	VP-4400	ECOCAMX	TR1starVII	Image 1 CCU	
		CAMERA INPUTS	At least 1	1	Not specified	1	1	
		HUE ADJUSTMENT	Optional	Color bars	RGB	Automatic	Automatic	Factory-set
		ILLUMINATION	Auto recommended	Automatic	Automatic, manual	Automatic	Automatic	Automatic, manual (camera-head control)
		WHITE BALANCE	Auto recommended	Automatic	Automatic, manual	Automatic None specified	Automatic None specified	Automatic, storable, dual
		VIDEO GAIN	Optional	Dynamic gain always on	3 steps	Yes	Yes	Low, medium, high
		SHARPNESS	Optional	1080 lines resolution (Full)	Yes	Manual	Manual	Camera-head control

OUTPUTS	OTHER CONTROLS	Zoom preferred	HD) Remote, white balance	Electronic magnification up to 2X	Remote control, digital signal processing	Remote control, digital signal processing	3 menu-programmable camera-head buttons
	SECAM		Not specified	Not specified	Not specified	Not specified	No
	RGB	Optional	1	3	Optional	Yes	Yes
	Y/C	Recommended (1+)	2	1	1	2	2
	COMPOSITE		1	Yes	Not specified	Not specified	1
	NTSC	Optional	HD (1080 p 60)	Yes	Optional	Optional	Yes
	ATSC		HD (1080 p 60)	Not specified	Not specified	Not specified	720 x 480ii, 1920 x 1080i
	PAL	Optional	HD (1080 p 60)	Yes	Optional	Optional	Yes
DIGITAL	Recommended for HD systems, optional for others	HD, HD-SDI	DVI	Not specified	Not specified	SDI, DV, DVI (HD 1902 x 1080)	
OTHER			SXGA	Not specified	Onscreen menu	Twinvideo (SD), 2 accessory controls	
VIDEO CAMERA	MODEL		HD 1080 p	EM-4400	ECOCAMX, 805-1000	TRlstarVII, 840-320	Image 1, S3/S1, A3/A1, P3/P1 : Image 1, H3
	NUMBER OF CCDs		3	1	1	3	3 (S3, A3, P3); 1 (S1, A1, A1):3
	MATRIX SIZE, PIXEL ARRAY		1920 x 1080 (Full HD resolution)	410,000	752 x 582	3x(752x582), 3x440,000	768x494:1920x1080 (AR 16:9)
LIGHT SOURCE	MODEL		AxeL	XL-402	Xenon XL-300M	Xenon XL-300M	Any
	INTEGRAL		Yes	Separate units connected by serial cable	Yes	Yes	No
	LAMP TYPE		180 W xenon	300 W xenon	300 W xenon	300 W xenon	150 W HTI, 175 W xenon with SCB, 300 W xenon with SCB
PERIPHERALS AVAILABLE	MONITOR	Available	15", 19", 23" flat screen	Yes	Yes	Yes	Yes
	VCR	Available	Not specified	Yes	Yes	Yes	No
	VIDEO PRINTER	Available	RGB	Yes	Yes	Yes	Yes
	VIDEO DISK RECORD	Available	DVD recorder	Yes	Yes	Yes	Yes
	DIGITAL CAPTURE		DVD recorder	Yes	Not specified	Not specified	Yes, still and video
OTHER SPECIFICATIONS					Not specified	Not specified	*

*HD and SD digital source sampling in camera head; Karl Storz communication bus; parfocal optical zoom; integrated camera head; contrast enhancement; fiberscope filtration; light- source control from the camera-head buttons; and modular upgradability.

APÊNDICES

Tab. B.2 – (Continuação) Comparação entre os diversos sistemas de vídeo-endoscópico existentes no mercado com as especificações recomendadas pelo instituto ECRI (adaptado de [229]).

	KARL STORZ TELECAM DX II OFFICE SYSTEM	OLYMPUS EVIS EXERA 160	OLYMPUS EVIS EXERA II 180	PENTAX EPK-i	RICHARD WOLF 3-CCD ENDOCAM SYSTEM (5508)	STRYKER 1188 HD	
APPLICATIONS	All	GI endoscopy, bronchoscopy	GI endoscopy, bronchoscopy	All	All	All	
COMPATIBLE ENDOSCOPE	FLEXIBLE	All; adapters are available to fit Fujinon, Machida, Olympus, and Pentax	Olympus 100/130/140/160 series GI endoscopes and 160 series video bronchoscopes	Olympus 140, 160, and 180 endoscopes and bronchoscopes; 180 series surgical laparoscopes and camera heads	Pentax endoscopes	All with adapters	All; adapters fit Fujinon, Olympus, Pentax, and others
	RIGID	All; accommodates standard endoscope eyepiece or C-mount adapter	None	Yes	Not specified	All	All, including C-mount endoscopes and operating microscopes
MODEL	Telecam DX II CCU	CV-160	CV-180	EPK-i	5508.851	1188 medical video	
CAMERA INPUTS	1	1	1	No	1	1	
VIDEO PROCESSOR CONTROLS/FEATURES	HUE ADJUSTMENT	Factory-set	Red, blue	Automatic, manual	Yes	Automatic	Yes
	ILLUMINATION	Automatic, manual	Automatic, manual	Automatic, manual	Yes	Yes	Automatic, manual
	WHITE BALANCE	Automatic, storable	Automatic, manual	Automatic, manual	Yes	Yes	Manual
	VIDEO GAIN	Low, medium, high	On/off	On/off	Yes	Automatic	8 levels
	SHARPNESS	Camera-head control	Low, medium, high	Low, medium, high	Yes	Yes	16-step enhancement
	OTHER CONTROLS	2 menu-programmable	Chroma adjustment, structure enhancement	Zoom, iris adjust	Touchscreen controls	Small scope, user presets, optical and digital zoom	9 specialty settings, remotes for pictures and recording
VIDEO PROCESSOR OUTPUTS	SECAM	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified	None
	RGB	No	1	1	2	1	0
	Y/C	2	1	1	2	2	2
	COMPOSITE	1	Not specified	1	1	2	1
	NTSC	Yes	2	2	1	Yes	Yes
	ATSC	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified
	PAL	Yes	European model only	Not specified	1	Optional	yes
	DIGITAL	Not specified	Not specified	HD SDI	DVI-D	Yes	2
	OTHER	Composite, 2 accessory controls	Remote-control output	Remote-control output	1 Serial	2 remote; optional IEEE 1394, SDI, DVI	Direct DVI fiber, Firewire
VIDEO CAMERA	MODEL	Telecam C-mount	No	No	PSV-4000	3-CCD Endocam	1188-210-122
	NUMBER OF CCDs	1	NA	NA	1	3	3

	MATRIX SIZE, PIXEL ARRAY	768 x 494	N	NA	410,000 (NTSC), 470,000 (PAL)	768 x 494 (NTSC)	1280 x 1024
LIGHT SOURCE	MODEL	Any	CLV-160	CLV-180	EPK-i	5132.012 xenon 300 W	Xenon 8000
	INTEGRAL	No	No	No	Yes	No, dialog feature	No
	LAMP TYPE	150 W HTI, 175 W xenon with SCB, 300 W xenon with SCB	300 W xenon	300 W xenon	300 W xenon	300 W xenon	300 W xenon
PERIPHERALS AVAILABLE	MONITOR	Yes	Yes	Yes	Yes	Flat panel	Yes
	VCR	No	Yes	Yes	Yes	No	Yes
	VIDEO PRINTER	Yes	Yes	Yes	Yes	Small and large format	Yes
	VIDEO DISK RECORD	Yes	No	Yes	Yes	Digital record to CD/DVD/flash drive	Yes
	DIGITAL CAPTURE	Yes, still and video	Not specified	Yes	Yes	Yes	Yes
	OTHER SPECIFICATIONS		*	**	***	****	*****

* Image-management computer system includes hardware, software, SVGA monitor, and keyboard.

** HDTV; narrow band imaging capable; digital zoom; picture-in-picture; image- management computer system.

*** Megapixel system with HD quality imaging; touchscreen panel that can operate as a secondary monitor; touchscreen controls for individual customization; built-in Ethernet connection; new image processing with contrast, edge, and surface enhancement; enhanced digital zoom and digital noise reduction.

**** Interfaces - Y/C, composite, RBG, IEEE 1394, SDI, DVI

***** Electronic scope-sensing technology; digital capture. Meets requirements of CSA, ETL, and TUV.

APÊNDICE C - CONSTITUINTES DE UM SISTEMA DE VÍDEO ENDOSCOPIA

Um sistema de vídeo endoscopia, geralmente é constituído por um endoscópio e seus acessórios; pelo “corpo do sistema” e por equipamentos periféricos [34]. Nos pontos seguintes estes constituintes e seus pormenores mais relevantes são expostos.

B.1. Endoscópio (“*video camera*”)

Nos dias de hoje, os endoscópios são fabricados em diversos tamanhos, comprimentos e variedades (e.g. rigidez, sofisticação, orientação da lente distal), e existem inúmeras aplicações para eles, no entanto têm algumas características em comum.

O endoscópio é um instrumento de observação, semelhante a um tubo, ligado a uma lente e a uma fonte de luz, que é introduzido no interior do corpo para efeitos de investigação ou tratamento. Geralmente, divide-se em três secções: Controlo (Fig. C.1 - A), Inserção (Fig. C.1 - B) e Conexão (Fig. C.1 - C) [34] [39] [230].

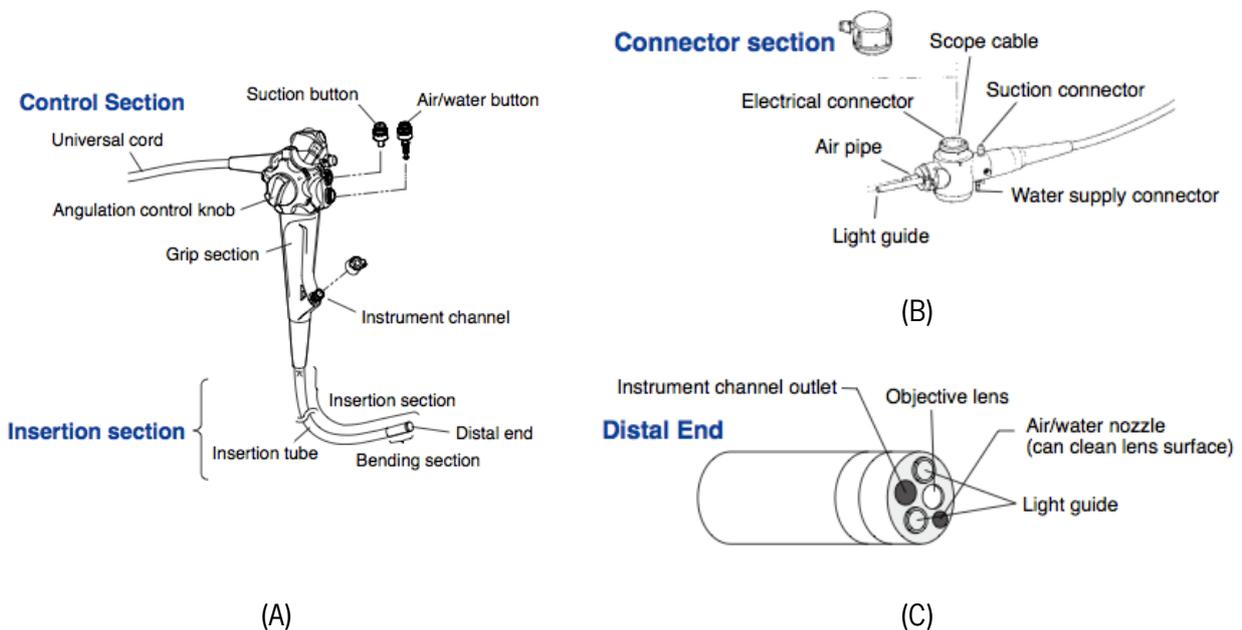


Fig. C.1 - Endoscópio - (A) Secção de Controlo, (A) Inserção, (B) Conexão, (C) Zona da Câmara (retirado de [34]).

Resumindo, na secção de controlo existe um botão de angulação que permite facilitar a inserção do endoscópio no corpo e proporciona uma capacidade de visão de 360° no interior da cavidade humana. Também contém botões (válvulas) para fornecimento de ar ou de água e para aplicar sucção. Os

instrumentos terapêuticos podem ser passados através do “*canal do instrumento*” para a realização de biópsias endoscópicas e outras terapias.

Na ponta da secção de inserção, existem quatro partes principais: lente objetiva e um sensor de imagem; guias de luz que conduzem a luz da fonte através do endoscópio; canal do instrumento para a inserção de ferramentas terapêuticas; entrada para a alimentação de água e ar.

Por último, a secção de conexão, conecta o endoscópio com o processador de vídeo e com a fonte de luz através do cordão universal. O fornecimento de ar e da água também são realizadas através desta ligação [34].

A maioria das endoscopias são realizadas com instrumentos de visão “*direct forward*”, através de uma lente grande-angular (até 130°), Fig. C.2 (A). No entanto, há casos em que é preferível optar por uma visualização lateral, particularmente na técnica CPRE - ColangioPancreatografia Retrógrada Endoscópica (em inglês, ERCP – *Endoscopic Retrograde CholangioPancreatography*), Fig. C.2 (B) [38].



Fig. C.2 - (A) Câmara com visão “*direct forward*”, (B) Câmara com visão lateral (retirado de [38])

Quanto ao tubo de inserção este pode ser flexível ou rígido, consoante a sua aplicação.

Os tubos de um endoscópio rígido Fig. C.3 (A) são feitos de um metal sólido e são constituídos por uma série de lentes já inseridas no tubo. A luz é transmitida no endoscópio com recurso a feixes de fibra ótica em torno do exterior do involucro da lente. Apesar deste tipo de endoscópios não se dobrarem são capazes de transmitir imagens com uma elevada resolução.



Fig. C.3 - (A) Endoscópio rígido (retirado de ¹²). (B) Endoscópio flexível (retirado de ¹³) .

O tubo flexível Fig. C.3 (B) é constituído por feixes de fibras óticas, simultaneamente transmissoras de luz e recetoras de imagens. Numa extremidade está a cabeça, com lentes de observação, um dispositivo que permite guiar o instrumento no interior do corpo e uma fonte de energia. Na outra extremidade existem uma fonte de luz, uma lente e uma saída de ar ou água. Os canais laterais permitem a entrada de instrumentos médicos para auxiliar o profissional de saúde.

Na Tab. C.1 e na Fig. C.4 encontram-se alguns dos tipos mais comuns de endoscópios.

Tab. C.1 – Endoscópios, aplicação versus tipos (rígido/flexível).

INSTRUMENTO	TIPO
Broncoscópio	Flexível
Cistoscópio	Rígido/Flexível
Colonoscópio	Flexível
Gastroscópio	Flexível
Laparoscópio	Rígido
Retoscópio	Rígido

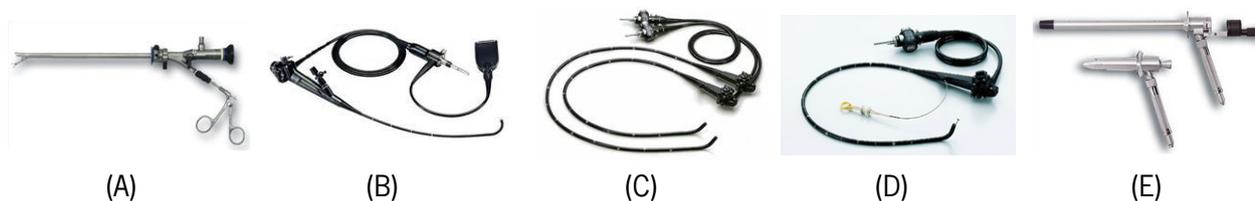


Fig. C.4 - (A) Cistoscópio – rígido, (B) Cistoscópio – flexível, (C) Colonoscópio, (D) Gastroscópio, (E) Retoscópio. (retirado de [65])

B.2. Corpo do sistema e periféricos

¹² http://www.olympusamerica.com/msg_section/ent/rigid_ent_endoscopes.asp

¹³ http://www.olympusamerica.com/msg_section/ent/flexible_ent_endoscopes.asp

O corpo do sistema e periféricos é constituído pelos seguintes elementos:

- Processador de vídeo, fonte de luz, monitor LCD (*Liquid Crystal Display*), que são os componentes principais do endoscópio;
- Impressora e outros periféricos.

O processador de vídeo (Fig. C.5 (A)) converte o sinal elétrico capturado pelo sensor de imagem que se encontra na ponta do endoscópio num vídeo, sendo este reproduzido num monitor LCD. Os modelos recentes também suportam a captura e reprodução de vídeos em alta definição. Os processadores atuais também fornecem varias funcionalidades de processamento de imagem, tais como a técnica de NBI (*Narrow Band imaging*) e aperfeiçoamento da cor.

A fonte de luz (do inglês, *light source*) (Fig. C.5 (B)) produz luz através de uma lâmpada de xénon, que é bastante parecida com a luz natural e envia esta luz para a ponta do endoscópio através de um feixe de fibra ótica. A fonte de luz opera em paralelo com o processador de vídeo para controlar automaticamente o brilho da imagem ajustando para uma visualização ótima.

A impressora (do inglês, *Video printer*) (Fig. C.5 (C)) pode imprimir instantaneamente imagens estáticas (*frames* do vídeo) capturadas através do endoscópio, que são utilizadas pelo médico para elaborar o relatório final [34].

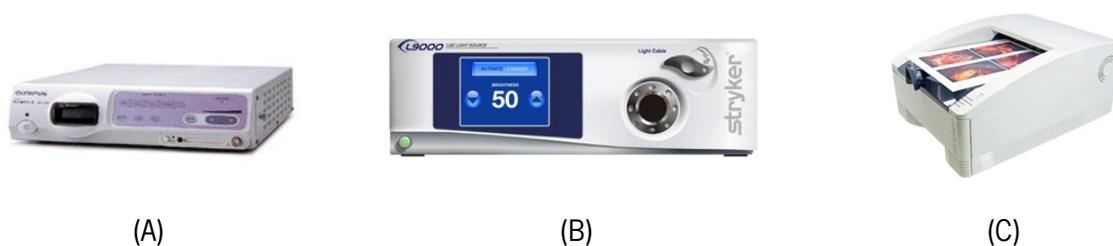


Fig. C.5 - (A) Processador de vídeo - Exera II CV-180 da Olympus (retirado de [65]); (B) Fonte de Luz da Stryker (retirado de [100]); (C) "Video printer" da Stryker (retirado de [100]).

B.3. Acessórios

Todos os anos são realizados milhões de procedimentos endoscópicos, desde simples biópsias a intervenções terapêuticas complexas. Na endoscopia, as biópsias são as intervenções mais comuns, enquanto os procedimentos terapêuticos, e.g. a inserção Gastrostomia Percutânea Endoscópica (PEG) e a terapia de varizes, ocorrem em 7 a 10% dos casos [39].

Existem vários acessórios que em conjunto com o endoscópio podem ser uma mais valia para o profissional de saúde obter um diagnóstico fiável ou realizar intervenções cirúrgicas. Alguns deles são: escova, ansa, fórceps para agarrar, fórceps de biopsia, tesouras, cesto. Na Fig. C.6 encontram-se alguns exemplos de acessórios endoscópicos.

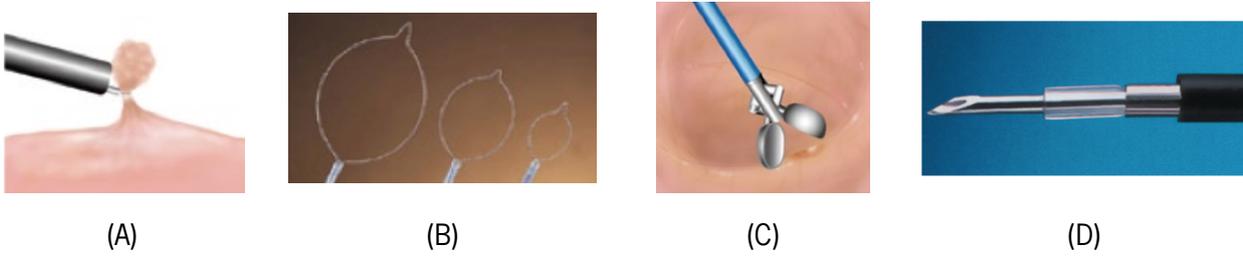


Fig. C.6 - (A) Remoção de um pólipó com uma Ansa - Polipectomia (retirado de [34]), (B) Vários tipos de Ansas (retirado de [34]), (C) Fórceps de biopsia (retirado de [34]), (D) Agulha de injeção incorporada com um canal de limpeza (retirado de [39]).

APÊNDICE D - UTILIZAÇÕES DA ENDOSCOPIA: ÁREA *VERSUS* DESIGNAÇÃO DE ENDOSCOPIATab. D.1 - Tipos mais comum de endoscopia (designação) *versus* área do corpo em que é utilizada.

	ÁREA DO CORPO	DESIGNAÇÃO
TRATO GASTROINTESTINAL	Esófago, estômago, duodeno	Endoscopia digestiva alta (<i>upper digestive endoscopy</i>) ou Esofagogastroduodenoscopia (<i>esophagogastroduodenoscopy</i>)
	Intestino delgado	Enteroscopia com duplo balão (<i>enteroscopy</i>)
	Intestino grosso e porção distal do íleo	Endoscopia digestiva baixa (<i>Lower digestive endoscopy</i>) ou colonoscopia (<i>colonoscopy</i>)
	Intestino grosso, reto e cólon sigmoide	Sigmoidoscopia (<i>sigmoidoscopy</i>)
	Reto e canal anal	Retoscopia (<i>retoscopy</i>) ou proctoscopia (<i>proctoscopy</i>)
	Vesícula Biliar, Pâncreas e Fígado	Colangiopancreatografia Retrógrada Endoscópica (CPRE) (<i>endoscopic retrograde cholangiopancreatography (ERCP)</i>)
TRATO RESPIRATÓRIO	Nariz	Rinoscopia (<i>rhinoscopy</i>)
	Trato respiratório inferior	Broncoscopia (<i>bronchoscopy</i>)
TRATO URINÁRIO	Bexiga	Cistoscopia (<i>cystoscopy</i>)
SISTEMA REPRODUTOR FEMININO	Cérvice	Colposcopia (<i>colposcopy</i>)
	Útero	Histeroscopia (<i>hysteroscopy</i>)
	Trompa de Falópio	Faloscopia (<i>falloscopy</i>)
CAVIDADES CORPORAIS NORMALMENTE FECHADAS	Cavidades pélvicas ou abdominais	Laparoscopia (<i>laparoscopy</i>)
	Interior de uma articulação	Artroscopia (<i>arthroscopy</i>)
	Órgãos do peito	Toracoscopia e mediastinoscopia (<i>thoracoscopy and mediastinoscopy</i>)
DURANTE A GRAVIDEZ	Âmnio	Amnioscopia (<i>amnioscopy</i>)
	Feto	Fetoscopia (<i>fetoscopy</i>)

APÊNDICE E - TERMINOLOGIAS

As terminologias normalmente são compostas por uma parte de classificação e outra de codificação. Na parte de codificação são atribuídos códigos a cada uma das classes existentes na parte de classificação, ou seja na parte de classificação pode-se descrever como o processo de arrumação e ordenação dos diferentes conceitos (e.g. gripe e pneumonia em doenças pulmonares) de acordo com as diferentes categorias (e.g. topografia, morfologia, fisiologia). Vários sistemas de classificação e codificação coexistem atualmente [51].

Na lista que se segue encontram-se alguns exemplos de terminologias no domínio médico:

- *Arden Syntax for Medical Logic Systems* (ARDEN);
- *Anatomical Therapeutic Chemical Code* (ATC);
- Código de Nomenclatura da Ordem dos Médicos;
- *International Classification of Diseases* (ICD);
- *International Classification of Primary Care* (ICPC);
- *International Classification of Procedures in Medicine* (ICPM);
- *Medical Subject Headings* (MeSH);
- *Systematized Nomenclature of Human and Veterinary Medicine* (SNOMED);
- *Minimal Standard Terminology* (MST).

D.1. ICD - 10

A Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados com a Saúde (em inglês, *International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems* – ICD) frequentemente designada pela sigla CID, fornece códigos relativos à classificação de doenças e de um vasto conjunto de sintomas, sinais, aspetos, queixas, aspetos anormais, circunstâncias sociais e causas externas para ferimentos ou doenças [231].

É publicada pela Organização Mundial de Saúde (OMS) e é utilizada globalmente para estatísticas de morbilidade e de mortalidade, sistemas de reembolso e de decisões automáticas de suporte em medicina.

O sistema foi desenhado para permitir e promover a comparação internacional da coleção, processamento, classificação e apresentação do tipo de estatísticas supracitado [232].

A ICD é uma classificação base da família Internacional de Classificações da OMS (WHO-FIC - *World Health Organization - Family of International Classifications*). Existe uma versão on-line¹⁴.

O capítulo XI, como se pode visualizar na Fig. E.1, diz respeito as doenças do sistema digestivo. Este capítulo contém, e.g. Doenças do esófago, estômago e duodeno (K20-K31); Hérnia (K40-K46).

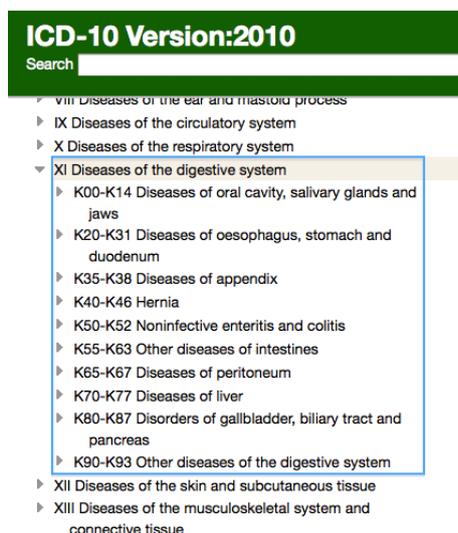


Fig. E.1 - Índice da versão online do ICD-10 com realce do capítulo das doenças do sistema digestivo (adaptado de [233]).

Em Portugal, é utilizada a Modificação Clínica da CID-9, em todos os hospitais do SNS (Serviço Nacional de Saúde). A CID-10, que data de 1993, começou por ser utilizada na área de Psiquiatria, devido à rápida divulgação dos códigos desta especialidade, e tem vindo muito lentamente a adquirir o seu lugar na codificação dos diagnósticos clínicos. Apesar de ter sido estipulado o uso desta classificação para fins estatísticos, em 1997, ainda não se codifica pela ICD-10 nos hospitais do SNS, pois ainda não houve qualquer formação para os codificadores, nem a adaptação das aplicações informáticas de recolha dos hospitais [234].

D.1.1.1. GET-C

A *Gastrointestinal Endoscopic Terminology Coding* (GET-C) é o culminar da junção da Classificação Internacional de Doenças (ICD -10) e a modificação clínica do ICD – 10 (ICD-10-CM). Sob as condições definidas pela OMS estas terminologias foram ampliadas para permitir a descrição de cada termo de endoscopia gastrointestinal. Na GET-C foram adicionados novos capítulos sobre classificação de específicos distúrbios gastrointestinais e locais endoscópicos, e descrição de procedimentos terapêuticos.

¹⁴ Pode ser consultada no seguinte website: <http://apps.who.int/classifications/icd10/browse/2010/en>.

Na Fig. E.2 é feita uma comparação de códigos para uma úlcera gástrica.

ICD-10	Description	GET-C	Description
K25.0	Gastric ulcer, acute with hemorrhage	K25.0	Gastric ulcer, acute with hemorrhage
		K25.01	Gastric ulcer, acute with spurting bleeding (Forrest Ia)
		K25.02	Gastric ulcer, acute with nonspurting active bleeding (Forrest Ib)
K25.1	Gastric ulcer, acute with perforation	K25.1	Gastric ulcer, acute with perforation
K25.2	Gastric ulcer, acute with both hemorrhage and perforation	K25.2	Gastric ulcer, acute with both hemorrhage and perforation
		K25.21	Gastric ulcer, acute with spurting bleeding and perforation (Forrest Ia)
		K25.22	Gastric ulcer, acute with nonspurting active bleeding and perforation (Forrest Ib)

Fig. E.2 - Comparação do ICD-10 com o código do GET-C para uma úlcera gástrica (retirado de [235]).

D.2. MeSH

O *Medical Subject Headings (MeSH Vocabulary)* é a Biblioteca Nacional de Medicina dos Estados Unidos e é um amplo vocabulário controlado para publicações de artigos e livros na ciência. Apresenta um conjunto de termos descritores exibidos numa estrutura hierárquica, o que permite pesquisar em vários níveis de especificidade.

Os descritores encontram-se dispostos em ordem alfabética e numa estrutura hierárquica (Fig. E.3 – A e B). No nível mais geral da estrutura hierárquica encontram-se os títulos mais amplos como “Anatomia” e “Transtornos Mentais” [236].

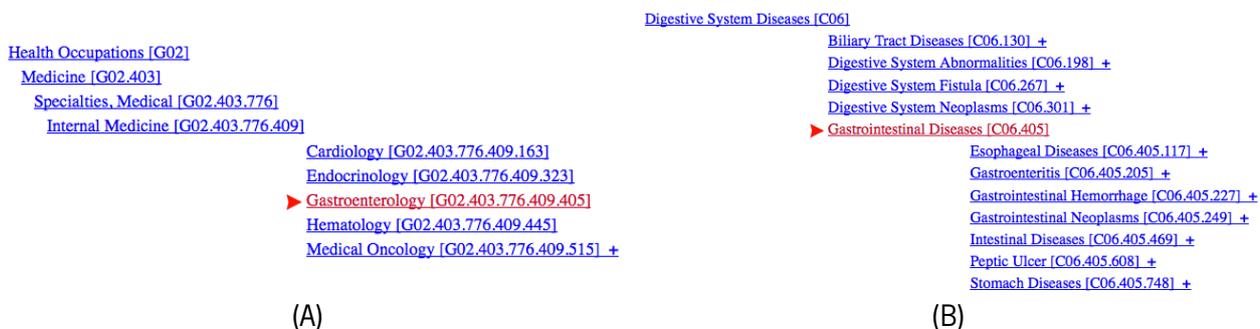


Fig. E.3 - Representação da estrutura hierárquica do MeSH. (A) Gastreterologia, (B) Doenças Gastrointestinais (adaptado de [236])

D.3. MST

A Organização Mundial de Endoscopia Digestiva (OMED) iniciou os esforços para normalizar a língua endoscópica com base no trabalho pioneiro do professor *Zdenek Maratka* que desenvolveu o primeiro “*Terminology, definitions and diagnostic criteria in digestive endoscopy*”¹⁵. Esta terminologia é uma lista de termos codificados de acordo com definições explícitas que permitem que as constatações endoscópicas sejam encaixadas numa nomenclatura hierárquica sendo-lhes atribuído um código identificativo,

¹⁵ Em Português, “*Terminologia, definições e critérios de diagnóstico em endoscopia digestiva*”.

permitindo deste modo uma colaboração internacional. Esta terminologia foi entretanto complementada com imagens para exemplificar os vários termos. Apesar das lacunas, continua a ser uma norma efetiva para descrever as diferentes constatações que podem ocorrer numa endoscopia digestiva [53].

A terminologia OMED, ao definir uma base (de conceitos) para os esforços de normalização da terminologia utilizada na endoscopia digestiva, revelou-se demasiado complexa para uma utilização prática nos exames endoscópicos do quotidiano médico. Desta forma, foi necessária simplificar o modelo existente. A *European Society for Digestive Endoscopy* (ESGE) uniu-se com o seu homólogo norte-americano *American Society for Gastrointestinal Endoscopy* (ASGE) para desenvolver um standard base para a terminologia endoscópica (MST). Esta terminologia é completamente baseada na terminologia OMED, mas as listas de termos são limitadas, tendo como objetivo cobrir 95% dos termos necessários para a prática endoscópica normal, e omitindo as definições, que se encontram disponíveis, quando necessário, no livro da terminologia OMED. O MST pretende ser um pré-requisito standard para empresas de software que desenvolvem software para criação de relatórios endoscópicos, assegurando que uma linguagem comum seja utilizada nas diversas soluções disponíveis [53].

O ESGE fez uma tentativa de estabelecer diretrizes para a gravação de imagem, propondo conjuntos fixos de imagens para vários procedimentos. Foi recomendado um conjunto standard de imagens para endoscopia digestiva alta, bem como um conjunto similar foi preparado para colonoscopia. Os requisitos são semelhantes para ERCP e EUS.

A versão inicial do MST (novembro de 1997) foi exaustivamente testada e esta experiência levou a uma série de ajustes, na seleção e definição dos termos. Na sequência deste trabalho foi lançada a versão 2.0 do MST no ano de 2000.

Recentemente, sob alçada da OMED, foi lançada a versão 3.0 do MST (janeiro de 2009) e encontra-se atualmente numa fase de avaliação clínica [52].

Esta terminologia encontra-se disponível na versão 2.0 na língua Portuguesa [55] e na versão 3.0 na língua Inglesa [52].

A versão Portuguesa foi disponibilizada pela Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva em setembro de 2001 [54], enquanto que a versão 3.0 do MST pode ser acedida através do website da WEO – *World Endoscopy Organisation* [53].

APÊNDICE F - TERMINOLOGIA ESTANDARDIZADA MÍNIMA (MST)

O texto que se segue é uma transcrição dos principais conceitos presentes no documento *Endoscopia Digestiva: Terminologia Estandardizada Mínima (versão 2.0)* [55], edição Portuguesa de maio de 2000, fornecido pela Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva (SPED) [54], e do documento na língua Inglesa *Minimal Standard Terminology (versão 3.0) for Gastrointestinal Endoscopy* [52], fornecido pela *Organization Mondiale Endoscopia Digestive (OMED)* [53].

E.1. Localização de lesões

Embora a localização de uma lesão seja um ponto chave na descrição de um achado endoscópico, existem especificações (e.g. distância à arcada dentária) que podem não ser tão claras para definir certos órgãos ou locais. Estas especificações são apenas utilizadas quando a distância for relevante para o órgão que está a ser examinado (e.g. na endoscopia digestiva alta, o esófago).

- Lesões múltiplas, é necessário definir claramente o local de cada uma delas, sendo necessário neste caso o registo das várias localizações;
- Lesão exata, por vezes é necessário utilizar dois termos para definir o local (e.g. no estômago, um tumor de “pequena curvatura” do “antro”).

E.1.1. Decisões em localizações difíceis

E.1.1.1. Cárdia, Hiato, Esfíncter Esofágico Inferior

Há muitos termos que foram usados para descrever a transição esófago-gástrica (Fig. F.1). Embora estes termos possam ser definidos cuidadosamente, frequentemente são sinónimos, e são utilizados incorretamente. Para clarificar esta situação, o MST decidiu omitir o termo “*esfíncter esofágico inferior*” da lista de localizações do esófago, dado ser difícil identificar uma entidade funcional e, portanto, não deve ser usado como uma referência para localizar uma lesão. No entanto, este termo foi incluído como um termo específico nas características do “*Lúmen*”, permitindo ao utilizador de um sistema de informação o seu registo (e.g. hipotónico ou hipertónico). A “*transição esófago-gástrica*” significa a transição da mucosa (linha Z). Assim, foi evitado utilizar o termo como uma localização, porque pode não traduzir a localização exata entre o esófago e o estômago.

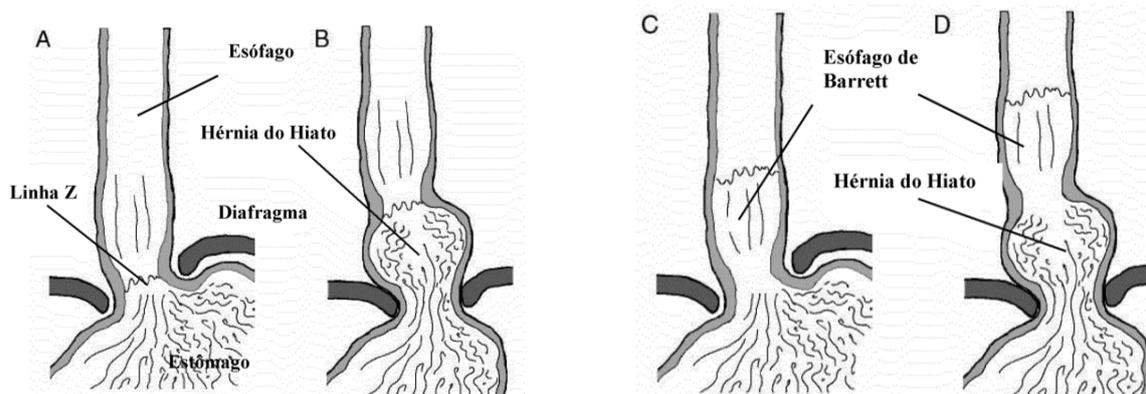


Fig. F.1 - Termos usados para descrever a transição esôfago-gástrica (retirado de [55]).

O “*Hiato*” descreve o orifício do diafragma. No entanto, pode ser difícil de identificar e pode causar dificuldades ao caracterizar uma Hérnia do Hiato. Por estas razões, o termo “*cárdia*” foi escolhido para descrever esta região. O tamanho de uma Hérnia é simplesmente descrito como “*pequena*” ou “*grande*”. No entanto, muitos dos utilizadores descrevem o tamanho de uma hérnia do hiato como a distância entre a linha de Z e a referência anatômica, definida pela passagem do diafragma. Igualmente, a extensão do esôfago de Barrett é definida como a distância entre a transição da mucosa do esôfago para a mucosa gástrica (linha Z) e a mesma referência anatômica correspondente ao final do esôfago. Por isto, o termo “*estreitamento hiatal*” foi incluído na versão 1.0 da Terminologia. Esta facto permitia também especificar melhor a extensão do esôfago de Barrett e provavelmente da Hérnia do Hiato. Contudo, o estudo realizado com a versão 1.0 da Terminologia Estandarizada Mínima, permitiu concluir que as designações “*Cárdia*”, “*linha Z*” e “*estreitamento hiatal*” eram mal compreendidas pelos utilizadores. Para clarificar a descrição destes termos foram feitas as seguintes modificações para esta versão:

- A posição da linha Z (dada em cm à arcada dentária) pode ser especificada como uma característica de um exame Normal, de uma Hérnia do Hiato e do Esôfago de Barrett.
- O estreitamento hiatal pode ser usado como uma medida para determinar o tamanho da Hérnia do Hiato. Esta referência anatômica, quando associada à distância da linha de Z da arcada dentária, pode definir, com mais rigor, o tamanho de uma Hérnia do Hiato.
- O limite superior da mucosa gástrica é usado como uma medida de distância para o Esôfago de Barrett. Esta medida quando associada à distância da linha Z da arcada dentária permite definir, com mais rigor, a extensão do esôfago de Barrett.

E.1.1.2. Fundo gástrico, Corpo e Antro

Fundo gástrico é o termo usado para descrever a parte anatômica do estômago que, num exame radiológico baritado, aparece por baixo do diafragma. Na Terminologia da OMED o termo “*fundo*” é considerado confuso e o termo “*fornix*” foi preferido para descrever a região superior do estômago examinada durante a manobra de inversão do endoscópio. Na Terminologia Estandarizada Mínima continua-se a utilizar o termo “*fundo*”.

O corpo gástrico é definido como a área do estômago a cima da *incisura angularis* e esta normalmente revestido por pregas da mucosa. O antro é definido como a parte distal do estômago normalmente revestido por uma mucosa plana.

E.2. Estandarização da anatomia endoscópica

As regiões anatômicas estão divididas em setores separados de acordo com o tipo de exame endoscópico executado.

E.2.1. Regiões anatômicas do tubo digestivo superior

A Tab. F.1 define os termos que devem ser utilizados para localizar as lesões do tubo digestivo superior, através de uma Endoscopia Digestiva Alta.

Tab. F.1 - Regiões anatômicas e Locais do Tubo Digestivo Superior – Esôfago, Estômago e Duodeno (adaptado de [52] e de [55]).

	ESÓFAGO (<i>ESOPHAGUS</i>)	ESTÔMAGO (<i>STOMACH</i>)	DUODENO (<i>DUODENUM</i>)
	Todo o Esôfago (<i>Whole esophagus</i>)	Todo o Estômago (<i>Whole stomach</i>)	Todo o Duodeno (<i>Whole duodenum</i>)
	Crico-Faríngeo (<i>Cricopharynx</i>)	Cárdia (<i>Cardia</i>)	Bulbo (<i>Duodenal bulb</i>)
	Terço superior (<i>Upper third</i>)	Fundo (<i>Fundus</i>)	2ª porção do duodeno (<i>D2 - 2nd part of duodenum</i>)
	Terço Médio (<i>Middle third</i>)	Corpo (<i>Body</i>)	3ª porção do duodeno (<i>D3 - 3rd part of duodenum</i>)
	Terço Inferior (<i>Lower third</i>)	<i>Incisura Angularis (Incisura/angulus)</i>	4ª porção do duodeno (<i>D4 - 4th part of duodenum</i>)
	Linha Z (<i>z-line</i>)	Antro (<i>Antrum</i>)	Papila Maior (<i>Major papilla</i>)
	Cárdia (<i>Cardia</i>)	Região Pré-Pilórica (<i>Prepyloric region</i>)	Papila Menor (<i>Minor papilla</i>)
	Anastomose (<i>Anastomosis</i>)	Piloro (<i>Pylorus</i>)	Anastomose (<i>Anastomosis</i>)
		Anastomose (<i>Anastomosis</i>)	
		Hernia do Hiato (<i>Hiatal hernia</i>)	

E.3. Características dos exames

As características dos exames referem-se à extensão e limites do exame. **Extensão do exame** é definida como a extensão anatômica observada durante o exame. **Limite do exame** é definido como qualquer limitação que impeça a realização adequada do exame.

A extensão do exame é definida pela região anatômica mais distante que for observada ou pelo conjunto das regiões anatômicas visualizadas (e.g. para a colonoscopia, o cego é alcançado, logo este especifica a extensão do exame). As limitações dos exames são definidas por qualquer restrição à execução do exame, como resultado de uma preparação inadequada, anomalias ou barreiras anatômicas (e.g. em colonoscopia a qualidade da preparação intestinal é um fator primordial para a eficácia do procedimento, especialmente quando se pretende detetar lesões pequenas e planas).

E.4. Estandarização da terminologia endoscópica

A terminologia foi organizada pelo tipo de exame (Endoscopia Digestiva Alta, Colonoscopia e CPRE), com uma lista adicional complementar para as técnicas terapêuticas. Dentro de cada tipo de exame, os termos utilizados agrupam-se em vários subgrupos (títulos) usados na terminologia de OMED por cada órgão examinado, como se pode visualizar na Tab. F.2.

Tab. F.2 - Órgãos relevantes (adaptado de [52]).

	EGD	ESTEREOSCOPIA (ENTEROSCOPY)	CE (VCE)	COLONOSCOPIA (COLONOSCOPY)	CPRE (ERCP)
ESÓFAGO (ESOPHAGUS)	X	X	X		X
ESTÔMAGO (STOMACH)	X	X	X		X
DUODENO (DUODENUM)	X	X	X		X
JEJUNO (JEJUNUM)	X	X	X		X
ÍLEO (ILEUM)		X	X	X	
CÓLON (COLON)		X	X	X	
VÍAS BILIARES (BILIARY TREE)					X
PÂNCREAS (PANCREATIC DUCT)					X

Os termos descritos variam com o órgão que está a ser examinado. Por exemplo, o termo “*esofagite*” só aparece na secção do esófago, enquanto o termo “*mancha*” é usada no estômago e cólon, mas não no esófago. Assim, a lista da terminologia é variada, podendo um determinado termo ser impróprio quando usado em algumas localizações.

A terminologia usada para descrever alterações funcionais, como contractilidade e elasticidade da parede, peristaltismo aumentado ou diminuído, estreitamento funcional ou deformação extrínseca, foram excluídas da Terminologia Mínima, uma vez que estes termos são considerados muito subjetivos e imprecisos no estabelecimento de um diagnóstico. Além disso, estes termos também permitiam demasiadas interpretações nos estudos multicêntricos.

E.4.1. Características e localizações

Quando está indicado, cada termo (lesão) pode ser melhor caracterizado(a), sendo possível especificar alguns pormenores adicionais. Este conjunto de características está representado por uma série de termos descritivos, como é o caso do tamanho, número, extensão, etc. para os quais existe uma série de parâmetros específicos de cada um desses termos. Por exemplo, as características de uma úlcera duodenal incluem: tamanho (em milímetros), forma (superficial, profunda ou linear), hemorragia (sim, não ou “*stigmas recentes de hemorragia*”, definidos pelos critérios de *Forrest*). Em todas as lesões descritas são referenciadas as localizações recorrendo-se a uma lista de locais apropriados para o órgão em observação.

E.4.2. Terminologia para a esófago-gastro-duodenoscopia

A maioria dos termos que se seguem são gerais e dizem respeito a todos ou a maioria dos órgãos e estruturas disponíveis para endoscopia do Trato Gastrointestinal. Compartilham os mesmos atributos, independentemente da localização. Na versão 2.0 Portuguesa, esta terminologia encontra-se dividida por órgão e de forma mais pormenorizada (e.g. a nível de características, especificações e regiões). Na versão 3.0 do MST esta terminologia foi dividida por duas tabelas, na primeira os termos foram descritos em conjunto, ou seja, os achados tem os mesmos atributos, independentemente da localização, enquanto que a Tab. F.3 indica que achados são relevantes para cada órgão. Foi apenas transcrita a Tab. F.3, pois é aquela que contém a informação de forma resumida e melhor estruturada.

Tab. F.3 - Terminologia para a esófago-gastro-duodenoscopia (adaptado de [52] e de [55]).

	TERMOS (<i>TERM</i>)	ESÓFAGO (<i>ESOPH</i>)	ESTÔMAGO (<i>STOMACH</i>)	DUODENO (<i>DUOD</i>)
LÚMEN (<i>LUMEN</i>)	Dilatação (<i>Dilation</i>)	X	X	X
	Estenose (<i>Stenosis</i>)	X	X	X
	Compressão Extrínseca (<i>Extrinsic compression</i>)	X	X	X
	Divertículo (<i>Diverticulum</i>)	X	X	X

	Cirurgia prévia (<i>Previous surgery</i>)	X	X	X
	Deformidade (<i>Deformity</i>)		X	X
	Anel (<i>Ring/web</i>)	X		
	Hérnia do Hiato (<i>Hiatal hernia</i>)	X	X	
	Linha-Z (<i>Z-line</i>)	X		
CONTEÚDO (<i>CONTENTS</i>)	Corpo Estranho (<i>Foreign body</i>)	X	X	X
	Sangue (<i>Blood</i>)	X	X	X
	Restos alimentares (<i>Food</i>)	X	X	X
	“Pedra” (<i>Bezoar</i>)	X	X	
	Líquidos (<i>Fluid</i>)	X	X	X
	Parasitas (<i>Parasites</i>)	X	X	X
	Stent (<i>Stent</i>)	X	X	X
	Ligadura elástica (<i>Rubber band</i>)	X	X	
	Clip de metal (<i>Metal Clip</i>)	X	X	X
	Gastrostomia (<i>Gastrostomy</i>)		X	
MUCOSA (<i>MUCOSA</i>)	Eritematosa (<i>Erythematous</i>) (ou Hiperemia)	X	X	X
	Edematosa (<i>Edematous</i>) (ou Congestionada)	X	X	X
	Granular (<i>Granular</i>)		X	X
	Nodular (<i>Nodular</i>)	X	X	X
	Friável (<i>Friable</i>)		X	X
	Hemorrágica (<i>Hemorrhagic</i>)	X	X	X
	Petéquia (<i>Petechial</i>)		X	X
	Atrófica (<i>Atrophic</i>)		X	X
	Cicatriz (<i>Scarring</i>)	X	X	X
	Esôfago de Barrett (<i>Barretts esophagus</i>)	X		
	Esofagite (<i>Esophagitis</i>)	X		
	Candidíase (<i>Candidosis</i>)	X		
LESÕES PLANAS (<i>FLAT LESIONS</i>)	Angiectasia (<i>Angiectasia</i>)		X	X
	Mucosa gástrica ectópica (<i>Ectopic gastric mucosa</i>)	X		
	Lesão de Dieulafoy (<i>Dieulafoy lesion</i>)		X	X
	Mancha – área (<i>Flat/elevated superficial lesion</i>)	X	X	X
LESÕES PROTUBERANTES (<i>PROTRUDING LESIONS</i>)	Nódulo (<i>Nodule</i>)	X	X	X
	Pólipo (<i>Polyp</i>)	X	X	X
	Tumor/Massa (<i>Tumor/mass</i>)	X	X	X
	Varizes (<i>Varices</i>)	X	X	X
LESÕES ESCAVADAS (<i>EXCAVATED LESIONS</i>)	Erosão (<i>Erosion</i>)	X	X	X
	Úlcera (<i>Ulcer</i>)	X	X	X
	Cicatriz (<i>Scar</i>)	X	X	X
	Fístula (<i>Fistula</i>)	X	X	X
	Perfuração (<i>Perforation</i>)	X	X	X
	S. Mallory-Weiss (<i>Mallory-Weiss tear</i>)	X		

E.4.3. Meios adicionais de diagnóstico e técnicas terapêuticas

A terminologia seguinte deve ser utilizada para descrever os meios adicionais de diagnóstico e técnicas terapêuticas realizados durante a Endoscopia. Esta tabela apenas faz parte da versão 2.0 portuguesa.

Tab. F.4 – Terminologia para descrever os Meios Adicionais de Diagnóstico e Técnicas Terapêuticas (adaptado de [55]).

MEIOS ADICIONAIS DE DIAGNÓSTICO	TÉCNICAS TERAPÊUTICAS
Biopsia	Extração de Corpos Estranhos
Citologia	Polipectomia
Cromoscopia	Esfincterotomia
Aspiração de Líquidos	Extração de Cálculo
Fluoroscopia	Litotricia
Colangioscopia	Cistostomia
Endossonografia	Colocação de Fio Guia
Manometria	Colocação de Sonda/Dreno
	Gastrostomia Percutânea (PEG)
	Dilatação
	Injeção
	Laqueação
	Prótese
	Mucosectomia
	Terapêutica Térmica
	Terapêutica Fotodinâmica
	Radiação Intraluminal

E.4.4. Complicações

A terminologia que se segue deverá ser Utilizada para descrever as complicações.

Tab. F.5- Terminologia para descrever as complicações (adaptado de [55]).

COMPLICAÇÕES (COMPLICATIONS)
Cardio-Respiratórias (<i>Cardiopulmonary</i>)
Perfuração (<i>Perforation</i>)
Hemorragia (<i>Bleeding</i>)
Pancreatite (<i>Pancreatitis</i>)
Infeção (<i>Infection</i>)

E.5. Indicações para a endoscopia

As indicações para a realização da endoscopia foram revistas pela ASGE, no entanto, há algumas diferenças entre os EUA e a comunidade europeia.

O termo indicações é frequentemente usado nos EUA, em lugar de razões para endoscopia. Em Portugal, o termo habitualmente empregue é, como nos EUA, “*Indicações*”, quando se pretende definir a razão para a realizar um exame endoscópico.

A lista de “Indicações” recomendada pelo Comitê da ASGE foi preparada para avaliar a adequação e necessidade de um exame endoscópico. Esta lista foi construída tendo em conta a adequação de cada exame. Mais do que apreciar as razões desta decisão, o comitê entendeu que era mais importante registrar o motivo por que um exame é realizado, em lugar de recomendar aos utilizadores quando um exame está indicado.

Assim, “*indicações para*” foi dividido em:

- **Sintomas:** permitir ao utilizador registar os sintomas que justificam a realização de um exame endoscópico. Isto é particularmente importante quando não está estabelecido um diagnóstico.
- **Doença:** lista as doenças mais comuns para as quais um exame endoscópico está indicado. Estas podem ser qualificadas por “*Suspeita*”, “*Para exclusão de*”, “*Para vigilância de ...*” ou “*Para terapêutica de ...*”.

E.5.1. Indicações para a realização dos exames

A terminologia seguinte deverá ser usada para descrever as indicações para a realização de Endoscopia Digestiva Alta.

Tab. F.6 - Indicações para a Endoscopia Digestiva Alta (adaptado de [52] e de [55]).

	TERMO (<i>TERM</i>)
SINTOMAS (<i>SYMPTOMS</i>)	Desconforto/ dor abdominal (<i>Abdominal distress/pain</i>)
	Disfagia (<i>Dysphagia</i>)
	Vômitos (<i>Vomiting</i>)
	Hematemeses (<i>Hematemesis</i>)
	Melenas (<i>Melena</i>)
	Náuseas (<i>Nausea</i>)
	Perda de peso (<i>Weight loss</i>)
	Anemia (<i>Anemia</i>)
	Diarreia (<i>Diarrhea</i>)
DOENÇAS (<i>DISEASES</i>)	Acalasia (<i>Achalasia</i>)
	Doença de refluxo gastroesofágico (<i>Gastroesophageal reflux disease - GERD</i>)
	Corpo estranho (<i>Foreign body</i>)
	Divertículo (<i>Diverticulum</i>)
	Doença celiaca (<i>Celiac disease</i>)
	Esofagite outros (<i>Other esophagitis</i>)
	Esofago de Barrett (<i>Barretts esophagus</i>)
	Estenose duodenal (<i>Duodenal stricture</i>)
	Estenose esofágica (<i>Esophageal stricture</i>)
Estenose pilórica (<i>Pyloric stenosis</i>)	

Fistula (<i>Fistula</i>)
Gastrite atrofica (<i>Atrophic gastritis</i>)
Lesão Superficial Neoplástica (<i>Superficial neoplastic lesion</i>)
Lesões pré cancerosas (<i>Precancerous lesions</i>)
Linfoma (<i>Lymphoma</i>)
Metástases de origem desconhecida (<i>Metastasis, unknown origin</i>)
Pólipo (<i>Polyp</i>)
Refluxo esofágico (<i>Reflux esophagitis</i>)
Tumor/Massa (<i>Tumor/mass</i>)
Úlcera Duodenal (<i>Duodenal ulcer</i>)
Úlcera Gástrica (<i>Gastric ulcer</i>)
Variz esofágica (<i>Esophageal varices</i>)
Varizes gástricas (<i>Gastric varices</i>)

E.6. Diagnóstico

Para cada tipo de exame, existe uma lista de termos que indica o diagnóstico, único ou múltiplo. Este diagnóstico referenciado pelos endoscopistas, com base nos achados macroscópicos, é um diagnóstico provável. Assim não representa, necessariamente, o diagnóstico final, pois este tem em conta os resultados dos meios adicionais de diagnóstico realizados, como por exemplo, a biopsia e/ou a citologia.

As listas dos diagnósticos foram divididas em duas partes:

- **Diagnósticos principais**, ordenados pela prevalência esperada;
- **Outros diagnósticos** (mais raros) listados alfabeticamente.

Esta decisão foi baseada na frequência esperada de cada diagnóstico no contexto europeu.

Este conjunto de “*Diagnósticos*” pode ser usado para implementar um “*campo de conclusão*” nos relatórios de endoscopia. Tal conclusão deve ser baseada na síntese de todos os achados registados.

O Comité recomenda também que tanto possa ser registada uma “*conclusão negativa*” como uma “*conclusão positiva*”. Por vezes é muito importante descrever no relatório uma característica que não esteja presente, como é, e.g. o caso de não se observar qualquer sinal de hemorragia, quando os doentes, aparentemente, se apresentam com uma hemorragia digestiva. Ainda se pode qualificar um diagnóstico por: “*confirmado*”, “*suspeito*”, “*provavelmente não presente*” e “*definitivamente excluído*”.

E.6.1. Listagem de Diagnósticos para a Endoscopia Digestiva Alta

As tabelas que se seguem fazem parte da versão 2.0 MST português, no MST versão 3.0 em inglês, estas tabelas foram agrupadas numa só tabela, não havendo diferenciação dos diagnósticos por órgão. Maior parte dos termos das tabelas que se seguem apresentam tradução para inglês.

E.6.1.1. Esófago

A terminologia que se segue deve ser usada para descrever os diagnósticos do esófago.

Tab. F.7 – Listagem dos diagnósticos do Esófago (adaptado de [52] e de [55]).

ESÓFAGO (<i>ESOPHAGUS</i>)	
DIAGNÓSTICOS PRINCIPAIS (<i>MAIN DIAGNOSES</i>)	OUTROS DIAGNÓSTICOS (<i>OTHERS DIAGNOSES</i>)
Normal (<i>Normal</i>)	Acalásia (<i>Achalasia</i>)
Esofagite de Refluxo (<i>Reflux esophagitis</i>)	Anel de Schatzki (<i>Schatzki ring</i>)
Varizes (<i>Esophageal varices</i>)	Cicatriz (<i>Scar</i>)
Estenose Benigna	Corpo Estranho (<i>Esophageal foreign body</i>)
Tumor Maligno	Divertículo (<i>Esophageal diverticulum</i>)
Esófago de Barrett (<i>Barretts esophagus</i>)	Esofagite não associada ao refluxo
Úlcera (<i>Ulcer</i>)	Esofagite por Cândida (<i>Esophageal candidiasis</i>)
	Fístula (<i>Esophageal fistula</i>)
	Hérnia do Hiato (<i>Hiatus hernia</i>)
	Pólipo (<i>Esophageal polyp</i>)
	Pós-escleroterapia
	Pós-operatório (<i>Esophageal postoperative appearance</i>)
	Síndrome de Mallory-Weiss (<i>Mallory-Weiss tear</i>)
	Tumor Benigno (<i>Esophageal benign tumor</i>)
	Tumor Submucoso (<i>Esophageal submucosal tumor</i>)

E.6.1.2. Estômago

A terminologia que se segue deve ser usada para descrever os diagnósticos do estômago.

Tab. F.8 - Listagem dos diagnósticos do Estômago (adaptado de [52] e de [55]).

ESTÔMAGO (<i>STOMACH</i>)	
DIAGNÓSTICOS PRINCIPAIS (<i>MAIN DIAGNOSES</i>)	OUTROS DIAGNÓSTICOS (<i>OTHERS DIAGNOSES</i>)
Normal (<i>Normal</i>)	Angiectasia
Gastropatia	Cancro Gástrico Superficial
• Erosiva (<i>Gastropathy-erosive</i>)	Cicatriz (<i>Scar</i>)
• Eritematosa - Hiperemia	Compressão Extrínseca
• Hipertrofica (<i>Gastropathy-hypertrophic</i>)	Corpo Estranho (<i>Gastric foreign body</i>)
• Hemorrágica (<i>Gastropathy-hemorrhagic</i>)	Divertículo (<i>Gastric diverticulum</i>)
Atrofia da Mucosa Gástrica	Estase Gástrica

Suspeita de Gastrite	Fístula (<i>Gastric fistula</i>)
Gastropatia da Hipertensão portal	Gastropatia Papulosa
Úlcera Gástrica (<i>Gastric ulcer</i>)	Helicobacter Pylori
Úlcera Gástrica Hemorrágica (<i>Gastric ulcer with bleeding</i>) **	Hemorragia de Causa Desconhecida
Úlcera da Anastomose (<i>Gastric ulcer-anastomotic</i>)	Lesão de Dieulafoy
Tumor Maligno	Parasitas (<i>Parasites</i>)
Pólipos (<i>Gastric polyp(s)</i>)	Pós-operatório (<i>Gastric postoperative appearance</i>)
	Tumor Benigno (<i>Gastric benign tumor</i>)
	Tumor Submucoso (<i>Gastric submucosal tumor</i>)
	Varizes (<i>Gastric varices</i>)

E.6.1.3. Duodeno

A terminologia que se segue deve ser usada para descrever os diagnósticos do duodeno.

Tab. F.9 - Listagem dos diagnósticos do Duodeno (adaptado de [52] e de [55]).

DUODENO (<i>DUODENUM</i>)	
DIAGNÓSTICOS PRINCIPAIS (<i>MAIN DIAGNOSES</i>)	OUTROS DIAGNÓSTICOS (<i>OTHERS DIAGNOSES</i>)
Normal (<i>Normal</i>)	Angiectasia
Duodenopatia	Cicatriz (<i>Scar</i>)
• Erosiva (<i>Duodenopathy – erosive</i>)	Divertículo (<i>Duodenal diverticulum</i>)
• Eritematosa (hiperemia)	Doença Celíaca (<i>Coeliac disease</i>)
• Congestiva	Doença de Crohn (<i>Crohns disease</i>)
• Hemorrágica (<i>Duodenopathy – hemorrhagic</i>)	Fístula (<i>Duodenal fistula</i>)
Úlcera Duodenal (<i>Duodenal ulcer</i>)	Hemorragia de Causa Desconhecida
Úlcera Duodenal Hemorrágica ** (<i>Duodenal ulcer with bleeding</i>)	Hiperplasia das Glândulas de Brunner
Deformação Ulcerogénica do Duodeno	Parasita (<i>Parasites</i>)
	Pólipo (<i>Duodenal polyp</i>)
	Pós – operatório (<i>Duodenal postoperative appearance</i>)
	Tumor Benigno (<i>Duodenal benign tumor</i>)
	Tumor Maligno
	Tumor Submucoso (<i>Duodenal submucosal tumor</i>)
	Outro (<i>Others</i>)

** Melhor caracterizar este diagnóstico, o tipo de hemorragia deve estar de acordo com a **Classificação de Forrest**:

- Tipo IA: Hemorragia em jato
- Tipo IB: Hemorragia em toalha
- Tipo IIA: Vaso visível
- Tipo IIB: Coágulo/pigmento hemático
- Tipo III: Sem sinais de Hemorragia

APÊNDICE G - PROCEDIMENTO CLÍNICO (EDA)

A EDA é um exame invasivo cuja realização está geralmente associada a ansiedade e algum desconforto por parte dos doentes. No caso de exames prolongados, nomeadamente com componente terapêutica, o desconforto pode ser acentuado e associar-se a dor, por vezes intensa, mesmo em exames mais rápidos.

Tratando-se de um exame invasivo, a segurança dos doentes terá que ser sempre salvaguardada, o que requer uma boa avaliação e preparação dos doentes, assim como monitorização adequada durante a sua realização.

A preparação tem duas vertentes essenciais: a preparação global dos doentes, especialmente no que diz respeito a aspetos relacionados com doenças associadas e prevenção de complicações; e a preparação específica para cada exame, que pode ter exigências particulares.

Para além da avaliação e preparação dos doentes, é essencial verificar se o exame tem uma indicação correta e se o doente consente a sua realização [63] .

A exploração endoscópica dura aproximadamente, em média, 5 a 10 minutos.

G.1. Antes do exame

Uma vez que o estômago deve estar vazio, o paciente não deve comer nem beber nada 6 horas antes do exame.

Caso o paciente tome medicação regularmente não deve deixar de o fazer, apesar de se aconselhar a ingestão da menor quantidade de água possível. No caso de diabetes, o médico deve estabelecer um plano para a medicação, mas os diabéticos insulino-dependentes ou medicados com antidiabéticos orais não devem tomar a medicação antes do exame.

O paciente deverá retirar qualquer prótese dentária (se possível).

G.2. Durante o exame

O exame é realizado com o paciente deitado lateralmente, virado para o lado esquerdo numa posição confortável (Fig. G.1 (A)), ou seja na posição de decúbito lateral esquerdo. A garganta é anestesiada com

spray apropriado para reduzir a sensibilidade e é aplicado um bucal adequado para proteger os dentes. O endoscópio é então introduzido gradualmente e não interfere com a respiração nem causa dor.

Durante o exame (Fig. G.1 (B)), o médico pode obter pequenas amostras de tecido (biópsias), sem causar qualquer tipo de dor, para posterior exame histológico ou para efetuar a pesquisa do *Helicobacter pylori* (bactéria que infeta o revestimento mucoso do estômago).

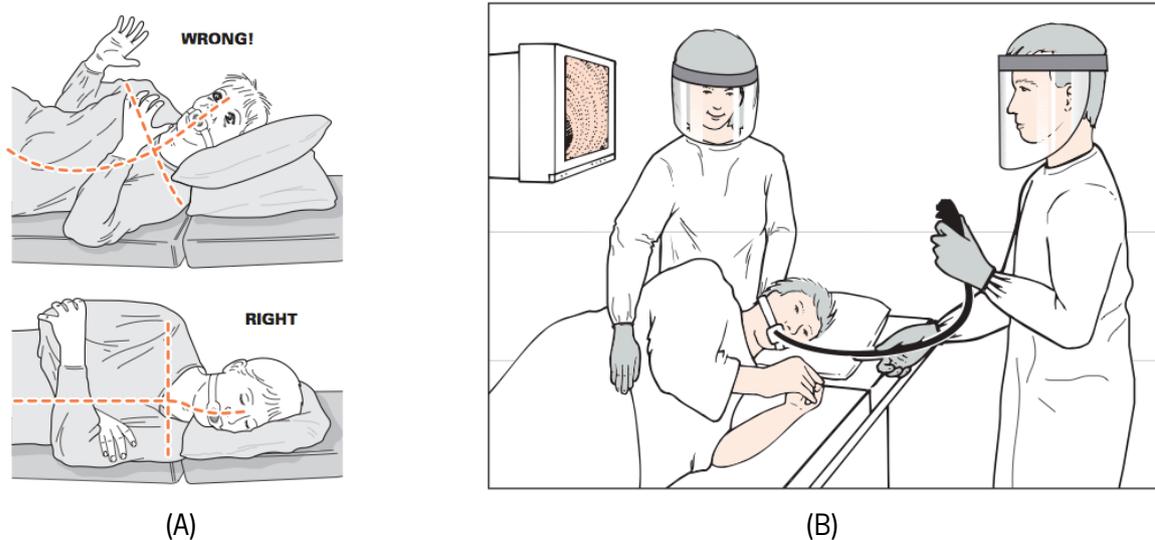


Fig. G.1 - (A) Posição correta em que o paciente deve ser colocado. (B) Durante o decorrer do exame, o paciente deve manter a postura equilibrada e o instrumento deve ser introduzido em linha reta com o paciente (retirado de [38]).

G.3. Depois do exame

O paciente poderá sentir um ligeiro desconforto na garganta que passará rapidamente, para além de, eventualmente, poder sentir o estômago distendido, devido ao ar que foi introduzido durante o exame.

A seguir ao exame, o paciente pode comer como habitualmente, em regra passado 15 minutos (tempo de desaparecimento do anestésico tópico da orofaringe).

Caso tenha realizado o exame com sedação, ou anestesia geral, deve aguardar até ter instruções para abandonar a clínica. O paciente notará que os seus reflexos não estão tão rápidos com habitualmente e que o seu sentido de equilíbrio está ligeiramente afetado, podendo também sentir-se sonolento, mas estes efeitos são passageiros e desaparecem nas horas seguintes. Deve fazer-se acompanhar com alguém até ao domicílio. Durante o resto do dia, o paciente não deverá conduzir, trabalhar com máquinas perigosas ou ainda planear tarefas que impliquem decisões importantes, sendo sugerido o descanso.

APÊNDICE H - GASTROSCÓPIOS

Tab. H.1 – Comparação entre modelos de gastroscópios das marcas Olympus e Pentax (adaptado de [65] e [66]).

	<i>GASTROSCÓPIOS(MODELOS)</i>	<i>UNIVERSAL PLATFORM</i>	<i>NBI</i>	<i>CCD TYPE</i>	<i>CLOSE FOCUS(2MM)</i>
<i>OLYMPUS</i>	GIF-H180J	X	X	HD	X
	GIF-H180	X	X	HD	X
	GIF-Q180	X	X		
	GIF-N180	X	X		
	GIF-XP180N	X	X		
	GIF-1TQ160	X			
	GIF-2T160	X			
	GIF-XTQ160	X			
	GIF-Q160z	X	X		
<i>PENTAX</i>	EG-2990i HD	X			
	EG-2990K	X		SD	

APÊNDICE I - INDICAÇÕES PARA A EDA

Segundo as *Normas de avaliação e garantia de qualidade da Endoscopia Digestiva em Portugal*, publicadas pela Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva (SPED) [63], a Endoscopia Digestiva Alta está geralmente indicada para avaliar as seguintes condições:

- Sintomas abdominais altos que persistem apesar de um período terapêutico adequado;
- Sintomas abdominais altos associados com outros sintomas ou sinais sugerindo doença orgânica grave ou em doentes > 45 anos;
- Disfagia ou odinofagia;
- Sintomas de refluxo gastroesofágico que persistem ou recorrem apesar de terapêutica adequada;
- Vômitos persistentes de causa desconhecida;
- Outras situações clínicas nas quais a presença de condições patológicas do trato gastrointestinal alto poderá modificar terapêuticas planeadas (e.g., doentes com histórias de úlcera ou hemorragia digestiva alta que são candidatos a transplante de órgão, anticoagulação prolongada, terapêutica prolongada com AINEs e doentes com cancro da cabeça e pescoço);
- Contexto de polipose adenomatosa familiar;
- Para confirmação e diagnóstico histológico específico de lesões visualizadas em exames radiológicos
 - Suspeita de neoplasia;
 - Úlcera esofágica ou gástrica;
 - Estenose ou obstrução do trato gastrointestinal alto:
- Hemorragia digestiva alta
 - Doentes com hemorragia ativa ou recente;
 - Hemorragia oculta e anemia ferropénica, quando a situação clínica sugere origem no trato gastrointestinal superior ou quando a colonoscopia é normal;
- Para colheita de tecidos ou fluidos;
- Em doentes com suspeita de hipertensão portal, afim de documentar ou tratar varizes esofágicas/gástricas;
- Para avaliação de lesões agudas após ingestão de cáusticos;
- Para tratamento de lesões sagrantes, tais como úlceras, tumores, lesões vasculares;
- Para laqueação ou escleroterapia de varizes;

- Remoção de corpos estranhos;
- Remoção de lesões polipóides;
- Colocação de tubos para alimentação ou drenagem (sondas naso-gástricas/duodenais, PEGs, PEJs);
- Dilatação de estenoses;
- Tratamento da acalásia (injeção de toxina botulínica, dilatação com balão);
- Tratamento paliativo de neoplasias estenosantes (laser, electrocoagulação multipolar, colocação de próteses).

A endoscopia digestiva alta não está geralmente indicada para avaliar as seguintes condições:

- Sintomas funcionais (poderá, porém, ser realizada para excluir lesão orgânica, especialmente se os sintomas não respondem à terapêutica);
- Adenocarcinoma metastásico de origem desconhecida, quando os resultados não influenciam o tratamento;
- Aspectos radiológicos de:
 - Hérnia do hiato de deslizamento, assintomática ou não complicada;
 - Úlcera duodenal que respondeu à terapêutica;
 - Bulbo duodenal deformado assintomático que respondeu à terapêutica;

A endoscopia digestiva alta sequencial ou periódica poderá estar indicada na vigilância de lesões precursoras de cancro (e.g. esófago de Barrett), no entanto não está geralmente indicada para a vigilância de doença benigna curada, tal como úlcera duodenal.

APÊNDICE J - NBI

J.1. Introdução

A endoscopia de imagem melhorada é subdividida em métodos ótico, digital, ótico-digital e cromoendoscópico. De todos estes métodos atualmente disponíveis, "*observação de luz especial*", um termo que foi adotado recentemente em reuniões acadêmicas de organizações de investigação, refere-se especificamente ao método ótico-digital.

O método ótico digital de endoscopia de imagem melhorada envolve uma fonte de luz cujas características óticas diferem da luz branca comum. Esse método também envolve o processamento de sinal através de um processador de vídeo de uma forma especialmente concebida para produzir imagens realçadas. Este método engloba as técnicas *Narrow band imaging* (NBI) e *Autofluorescence Imaging* (AFI) [93].

J.2. A técnica (conceito)

Narrow band imaging (NBI) é uma técnica de visualização endoscópica relativamente recente [85] [86]. Este sistema ótico consiste na utilização de um sistema de filtros que reduz o comprimento de onda da luz emitida, ou seja, tem por base a alteração do comprimento de onda central e a largura de banda da luz utilizada para uma iluminação de banda estreita. Para isso, os intervalos da banda passante das componentes vermelha, verde e azul da luz branca foram estreitadas e a intensidade relativa da luz azul foi aumentada [42].

A interação das estruturas teciduais com a luz é dependente do comprimento de onda, pois quanto maior este último, maior a profundidade de penetração da luz. Assim, e como se pode visualizar na Fig. J.1, são colocados filtros de banda estreita em frente de uma fonte de luz branca para obter a iluminação do tecido pretendido, ou seja, de comprimentos de onda específicos (de $415\pm 30\text{nm}$ e $540\pm 30\text{nm}$). Estes comprimentos de onda são fortemente absorvidos pela hemoglobina e, portanto, ideais para a representação de imagens vasculares, aprimorando a visibilidade de capilares e de outras estruturas minúsculas na superfície das mucosas [86] [90].

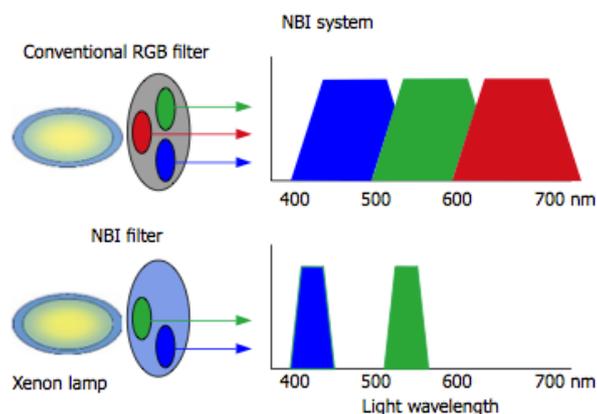


Fig. J.1 - Filtros NBI: duas faixas estreitas azul e verde com comprimentos de onda de $415 \pm 30\text{nm}$ e $540 \pm 30\text{nm}$, respetivamente (retirado de [42]).

A base científica da técnica NBI assenta no facto de que a luz com menor comprimento de onda (componente azul) “cai” no espectro de absorção da hemoglobina e, como tal, os vasos sanguíneos podem ser visualizados claramente devido ao contraste existente. Por outras palavras, a luz azul, que é fortemente absorvida pela hemoglobina, penetra muito pouco na parede do órgão, e são refletidas, portanto, imagens da superfície, resultando numa melhor visualização da rede capilar. As estruturas com alto teor de hemoglobina absorvem a luz, proporcionando o tal contraste com a mucosa circundante [42] [85].

No exame endoscópico, as lesões são identificadas por alterações na cor e irregularidades da superfície da mucosa [43]. No entanto, os equipamentos convencionais deparam-se com algumas dificuldades na determinação do diagnóstico, devido, em parte, à luz branca que esses instrumentos têm para identificar áreas de displasia. Sem melhores meios para identificar a área afetada, há necessidade de realizar biópsias aleatórias, que aumentam a complexidade do processo de diagnóstico e têm desempenho limitado, já que às vezes as amostras não são representativas ou estão fora da área da lesão [43]. Além do mais, as biópsias causam incómodo aos pacientes e são de procedimento demorado. Assim, a endoscopia convencional de luz branca apresenta limitações na escolha da área para realização de biópsias e, portanto, NBI é vista como uma boa alternativa [44].

A principal vantagem de utilizar filtros com comprimentos de onda específicos é o facto de se obter uma imagem a diferentes níveis da mucosa, aumentando o contraste entre a superfície do epitélio e a rede vascular, resultando num aumento significativo da precisão do diagnóstico pela melhor deteção e identificação das alterações patológicas na mucosa [237]. Deste modo, durante o exame endoscópico, obtém-se uma melhor visualização quer da rede vascular, quer da superfície da mucosa, permitindo a melhor caracterização tecidual, diferenciação e, conseqüentemente, um melhor diagnóstico [86].

J.3. Filtros NBI

Inicialmente, os primeiros sistemas de filtragem desenvolvidos abrangiam três bandas: 400-430nm, 530nm-550nm e 600-620nm, como se pode observar na Fig. J.2 [43] [85].

NBI systems	NBI filters (center wavelength) (bandwidth)	Video channels used for image display
2-Band RGB sequential and color CCD NBI	415 nm (30 nm)	Blue and green
	540 nm (20 nm)	Red
3-Band RGB sequential NBI*	415 nm (30 nm)	Blue
	445 nm (30 nm)	Green
	500 nm (30 nm)	Red

Fig. J.2 – Sistemas NBI, filtros (largura de banda e comprimento de onda central) e canais de vídeo para disponibilização da imagem (retirado de [86]).

Os filtros foram selecionados com base em estudos que definiram quais os que atingiram a aparência preferencial relativamente aos padrões vasculares da mucosa [42].

Dado que a penetração da luz é dependente do comprimento de onda, fótons com comprimento de onda curto (aproximadamente 415nm), correspondente à parte azul do espectro, reproduzem uma imagem morfológica da superfície da mucosa, pois penetram a pouca profundidade e são seletivamente absorvidos pela hemoglobina; fótons com comprimento de onda intermédio, na parte verde do espectro, produzem imagens de transição, ou seja, de vasos em maior profundidade. Por último, fótons com comprimento de onda da componente vermelha do espectro (600nm) penetram mais profundamente, uma vez que o seu comprimento de onda está fora da banda de absorção da hemoglobina e o contraste com os tecidos adjacentes é obtido para as veias [42] [85] .

Porém, os sistemas disponíveis atualmente fazem uso, não de três filtros de banda estreita, mas apenas de dois, correspondentes à luz azul (415nm) e verde (540 nm) do espectro [42] [85] . Portanto, como referido anteriormente, tendo em conta os conceitos de espectrometria, a luz azul penetra muito pouco na parede do órgão e reflete imagens mais superficiais. Já a luz verde penetra mais e reproduz imagens dos vasos que se encontram a mais profundidade [43] [91] [238].

J.4. CCD

Em contraste com os endoscópios convencionais, que para a iluminação usam luz branca de uma fonte xénon, os dispositivos NBI capturam a luz refletida através de dispositivos de carga acoplado (CCD -

Charge-Coupled Device), de maneira a reconstruir as imagens. A imagem adquirida é focada através de uma pequena lente focal anesférica disposta num desses dispositivos [42] [43] [85].

J.5. Mecanismo de funcionamento

A alternância entre imagens regulares e imagens NBI é possível através de um simples botão existente no endoscópio, tantas vezes quanto necessário. Dois tipos de sistemas são utilizados na reconstrução das imagens: NBI não sequencial (“*de cor*”) e NBI sequencial (“*monocromático*”), como posteriormente explicado nesta monografia [44].

Um filtro RGB rotativo, de banda estreita, é colocado após a fonte de luz branca. Existem lacunas (*gaps*) entre as três bandas estreitas, pois estas não cobrem toda a gama do espectro visível e, portanto, a profundidade de penetração é diferente. Como consequência, as imagens morfológicas reconstruídas a partir dos fótons refletidos são ligeiramente diferentes para cada um dos três canais (R, G e B), sendo relativas à superfície (capilares) e às camadas centrais e mais profundas da mucosa. Deste modo, a única imagem exibida no monitor combina a morfologia das imagens de banda estreita [43].

NBI foi a primeira técnica de imagem em tempo real capaz de fornecer as mesmas capacidades de contraste que a cromoendoscopia, mas sem a necessidade do uso de corantes [44].

J.6. O que diferencia a técnica NBI?

Com NBI, o contraste entre os vasos de pequena dimensão e as microestruturas nas camadas superiores da mucosa é enfatizado. Assim, a técnica tem elevado potencial na caracterização detalhada das lesões e ajuda o endoscopista a diferenciar a mucosa anormal da normal, uma vez que o padrão e tamanho dos microvasos na mucosa e submucosa mudam quando o tecido se torna metaplásico, displásico ou neoplásico. Isto é conseguido pela iluminação dos tecidos recorrendo a filtros que reduzem a amplitude dos comprimentos de onda nas bandas RGB, aumentando a intensidade da banda azul e, consequentemente, melhorando a imagem da superfície da mucosa [238] [239].

Assim, as razões pelas quais a luz azul (415nm) e verde (540nm) são adotadas na técnica abordada são as seguintes:

- A luz com largura de banda azul e verde é especificamente absorvida pela hemoglobina, que é o maior pigmento do tecido da mucosa. Assim, se for projetada luz correspondente a estes

comprimentos de onda, as veias serão visualizadas como imagens pretas de alto contraste (Fig. J.3).

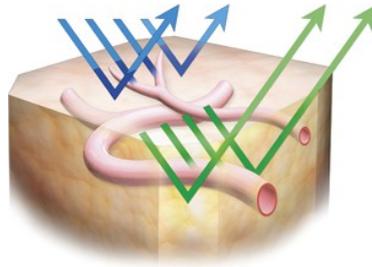


Fig. J.3 - Efeito físico sofrido pelo feixe luminoso ao incidir sobre o tecido. A luz azul de menor comprimento de onda penetra em menor profundidade na mucosa em comparação com a onda de frequência maior (verde), efeito este que gera maior contraste na superfície e microvascularização da mucosa (retirado de [32]).

- Luz com comprimentos de onda curtos apresenta pouca dispersão tecidual. A propagação da luz é determinada pelo seu comprimento de onda. A luz vermelha difunde-se ampla e profundamente, pois o seu comprimento de onda é longo, ao contrário da luz azul, cuja difusão é superficial. Assim, a aplicação de luz com comprimento de onda curto tem vantagens, uma vez que produz imagens nítidas de microvasos superficiais e da microestrutura vascular (Fig. J.4).
- A largura de banda de cada comprimento de onda é estreita. Pelo facto da luz com estas características, em termos de comprimento de onda, ter forte reflexão na superfície epitelial, é apropriada para visualização da morfologia da mucosa superficial. A razão pela qual a largura de banda de cada comprimento de onda é estreita deve-se ao facto da resolução depender dela. Isto é, uma banda estreita contribui para o aumento do contraste, tal como se pode observar pela Fig. J.5.

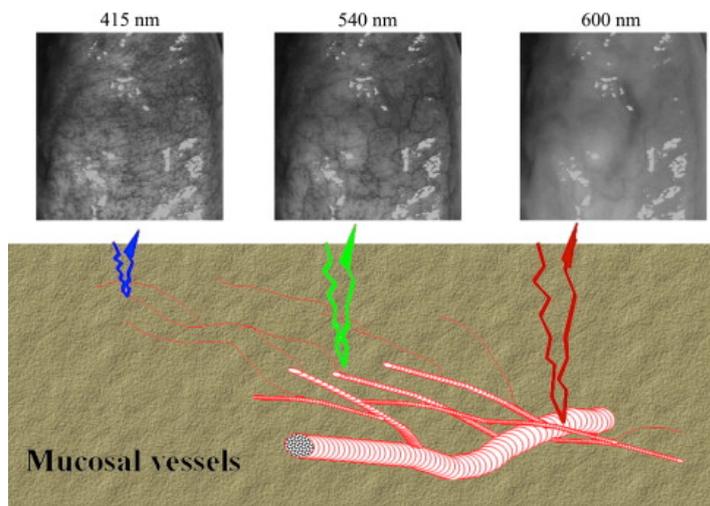


Fig. J.4 - Propagação da luz com o comprimento de onda. Quando é projetada luz azul, visualizam-se imagens capilares subepiteliais de alta resolução e alto contraste. Quando projetada luz verde, obtêm-se imagens de pequenos vasos. A luz vermelha atinge a parte mais profunda, mas só se visualiza uma imagem com pouca nitidez (retirado de [238]).

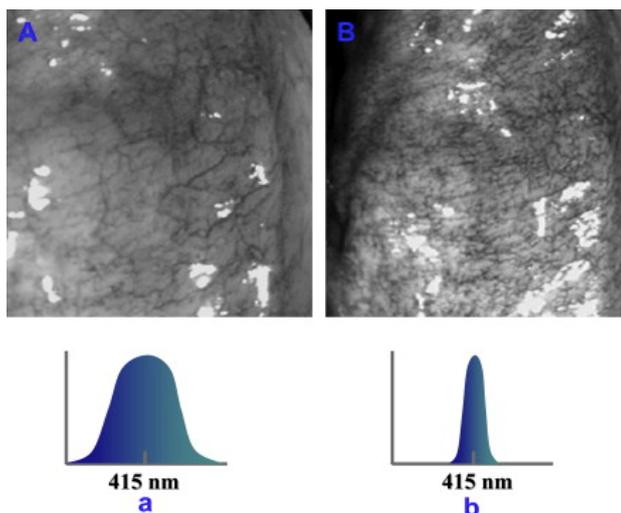


Fig. J.5 – Diferença na resolução devido à largura de banda. (A) Os vasos sanguíneos da língua humana com banda larga convencional de luz azul. (B) banda estreita de luz azul (retirado de [238]).

J.7. Vantagens

A aplicação prática da NBI tem por base a possibilidade de avaliar a rede vascular da superfície da mucosa, bem como analisar a arquitetura da superfície do epitélio [237]. Uma das principais vantagens de utilizar NBI em endoscopia é a oportunidade de detetar precocemente adenomas planos e alguns tipos de cancro, bem como uma diferenciação mais precisa entre pólipos hiperplásicos e adenomatosos, e ainda a possibilidade de identificar lesões displásicas em pacientes que apresentem doença inflamatória intestinal [44] [237].

Além disso, endoscopia ampliada combinada com o sistema NBI permite a visualização precisa da estrutura de capilares na camada superficial da mucosa, não envolve uma técnica complicada e fornece informações vasculares de uma forma simples. Torna-se, deste modo, uma alternativa simples e rápida de imagem vascular que é amplamente usada para examinar tumores no trato gástrico, incluindo o esófago e o estômago, para fins de diagnóstico [240].

Recentemente, foi demonstrado que esta técnica é útil no diagnóstico precoce de cancro de orofaringe/bucofaringe, hipofaringe, do esófago, estômago e intestino grosso, para além de que o NBI pode ser uma ferramenta poderosa na patologia ótica dos tumores gástricos, podendo ser utilizado em tratamentos de cancros estomacais, como a dissecação submucosa endoscópica (do inglês, *Endoscopic submucosal dissection* - ESD) [72]. Um fator importante na utilização desta técnica na deteção de cancro do cólon, é estabelecer, no início do diagnóstico, qual a melhor maneira de ressecar o cancro, se endoscopicamente ou cirurgicamente. Estando isso determinado, NBI com ampliação apresenta grande potencial como uma ferramenta adicional no diagnóstico e tratamento da doença [240].

J.8. NBI sequencial e não sequencial

Os métodos de filtragem da luz foram desenvolvidos para oferecer vantagens em termos de imagem. Dois sistemas NBI são utilizados para reconstruir imagens da luz refletida, e embora o conceito seja o mesmo para os sistemas NBI sequencial e não sequencial, existem pequenas diferenças que serão abordadas, principalmente ao nível da criação da imagem. O princípio é este: a imagem com luz de menor comprimento de onda (400-430 nm) é artificialmente colorida de azul e verde, e por conseguinte, vasos superficiais, que absorvem a luz de comprimento de onda mais curto, aparecem com cor avermelhada. Já as veias nas camadas profundas do epitélio aparecem mais escuras, porque absorvem a luz de comprimento de onda (525-555 nm) atribuída à imagem pseudo-vermelha [42] [43] [44]. A Fig. J.6 explicita o princípio abordado.

Os sistemas NBI atualmente disponíveis no mercado incluem:

- O sistema RGB sequencial de 2 bandas endoscópicas;
- O sistema não sequencial.

Estes sistemas em maior detalhe podem ser consultados na 2.1.3.2.3.1 Sistema RGB de imagens sequenciais e na 2.1.3.2.3.2 Sistema de imagens não sequencial, respetivamente.

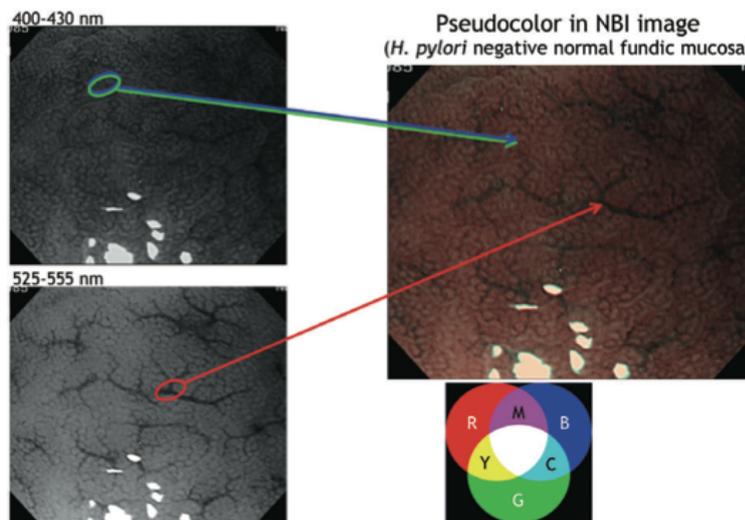


Fig. J.6 - Características das pseudo cores no sistema NBI (retirado de [42]).

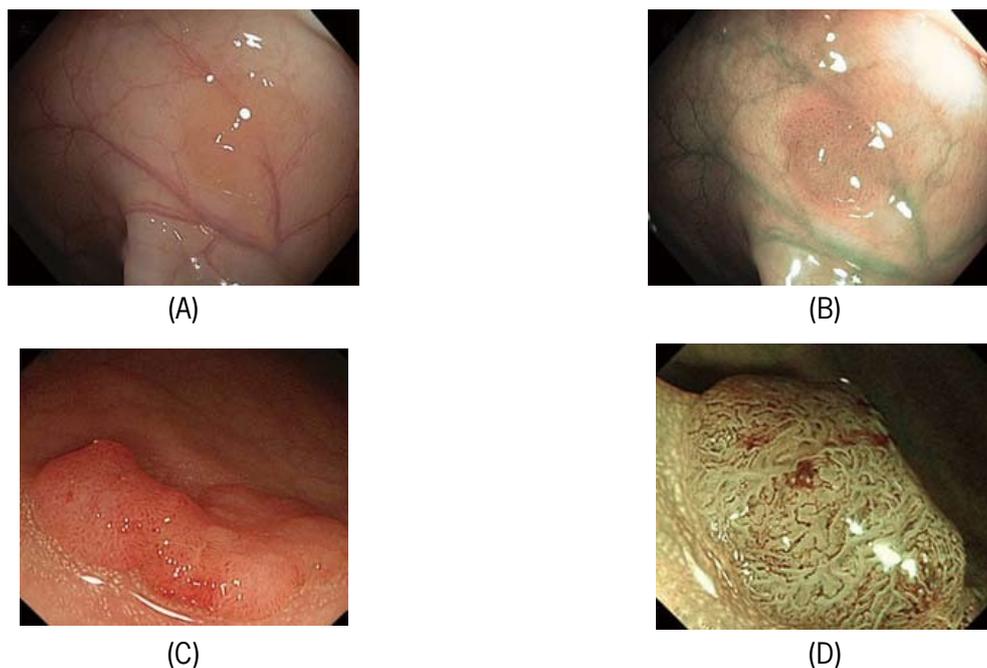


Fig. J.7 – (A) e (B) Imagem NBI captada através do sistema não-sequencial. (A) Imagem convencional de um pólipó de 12 mm de diâmetro, localizado no cólon sigmoide; (B) Imagem NBI que mostra claramente o padrão vascular superficial existente sobre a superfície do pólipó, indicando que se trata de um pólipó adenomatoso. (C) e (D) Imagem NBI colonoscópica captada com sistema sequencial. (C) Imagem convencional de um pólipó de 20 mm de diâmetro, localizada no reto; (D) Vasos capilares são claramente distinguidos usando NBI, onde áreas em castanho escuro permitem o diagnóstico de cancro intramucoso. (retirado de [86]).

O mesmo filtro de banda estreita é usado em ambos os sistemas vido endoscópicos, sequencial e não-sequencial, com comprimentos de onda central localizados em 415 e 540 nm, e ambos os sistemas possuem iluminação de luz branca e iluminação de banda estreita integrados numa única fonte de luz [86].

J.9. Aplicações da técnica NBI

NBI sequencial tem sido reconhecido como uma excelente ferramenta na detecção de lesões da mucosa gastrointestinal. Um estudo pioneiro determinou o papel da NBI não sequencial na detecção de lesões gástricas pré-cancerígenas, demonstrando ser uma técnica interessante que facilita a detecção de metaplasias gastrointestinais, que são lesões pré-cancerígenas importantes no desenvolvimento de cancro gástrico do tipo intestinal [42] [86].

A Tab. J.1 apresenta algumas das aplicações endoscópicas da tecnologia NBI.

Tab. J.1 – Aplicações da técnica NBI.

ZONA	UTILIDADE
Hipofaringe	Diagnóstico precoce de lesões

Esófago	Diagnóstico e acompanhamento da doença esófago de Barrett; análise de neoplasia superficial
Estômago	Avaliação de metaplasia gástrica; diagnóstico de lesões precoces
Duodeno	Avaliação de atrofia (doença celíaca)
Cólon	Diagnóstico e avaliação de pólipos; acompanhamento de colite ulcerosa crônica

J.9.1. Esófago de Barrett

Esta doença é determinada por metaplasia celular na parte inferior do esófago, ou seja, pelo crescimento anormal de células gástricas no esófago, acima da área delimitante deste órgão e do estômago. O refluxo gastroesofágico prolongado é apresentado como a causa principal do aparecimento do Esófago de Barrett (EB), onde o epitélio escamoso normal do esófago é substituído por epitélio colunar como uma resposta adaptativa aos efeitos do conteúdo estomacal (ácido), que tem movimento ascendente, ao invés de descendente.

Apesar destas modificações protegerem o tecido normal esofágico dos danos provocados pelo doença do refluxo, esta lesão apresenta um risco aumentado de tornar-se maligna, levando ao aparecimento de cancro do esófago. Na fase inicial, displasias são as modificações celulares que ocorrem; de 2 a 5 anos, essa displasia pode progredir para baixo ou alto grau, e posteriormente para cancro.

Assim, é necessário a monitorização dos pacientes com EB, a fim de identificar as mudanças displásicas, permitindo um tratamento precoce e menos agressivo [85].

NBI melhora consideravelmente a visualização do limite escamocolunar e pode diferenciar, com alta precisão, o epitélio de Barrett, especialmente quando combinada com a ampliação. A endoscopia ampliada conjugada com o sistema NBI permite a visualização precisa da estrutura capilar na camada superficial da mucosa, melhorando o valor do diagnóstico na deteção de adenocarcinoma superficial de Barrett e de metaplasia intestinal especializada [72].

Quando se trata de diagnosticar EB, em que a deteção de metaplasia intestinal é de grande importância, NBI ajuda a identificar áreas com fragmentos distorcidos ou interrompidos (por exemplo, displasia grave ou carcinoma superficial), aumentando a precisão das biópsias [237]. Na Fig. J.8 é possível visualizar as diferenças entre NBI e a endoscopia convencional, na deteção de metaplasia intestinal.

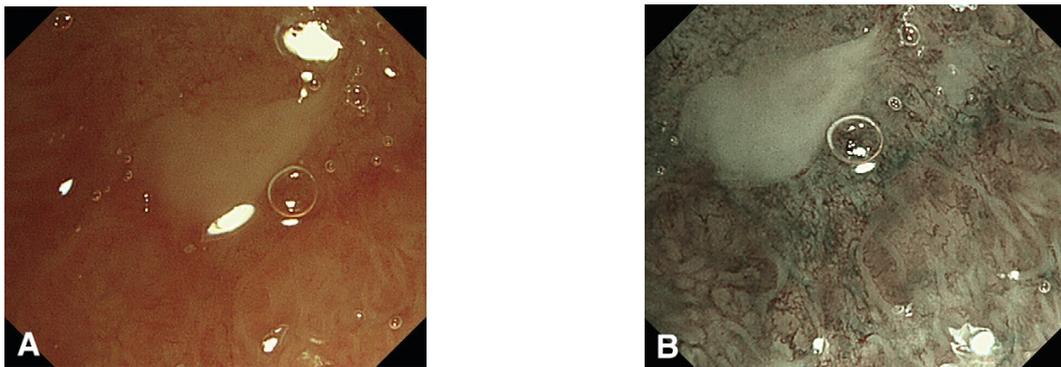


Fig. J.8 - Imagem ampliada (A) de luz branca versus a correspondente (B) imagem NBI da mucosa de Barrett com alto grau de displasia. NBI realça padrões irregulares da mucosa (retirado de [86]).

Sharma e os seus colaboradores avaliaram o potencial do NBI para prever a histologia de EB em 51 pacientes que, ou se suspeitava que tinham a doença, ou já lhe estava diagnosticada, aquando o rastreamento ou a monitorização destes pacientes. Desses 51 pacientes, 28 tinham metaplasia intestinal sem displasia, 8 displasia de baixo grau, sete displasia de alto grau, e oito tinham mucosa do tipo cardíaco. Avaliou-se-lhes a existência de alterações superficiais com diferentes testes padrão ao nível da mucosa e da rede vascular. Quando se verificaram irregularidades, a sensibilidade da técnica foi de 100% e a especificidade de 98,7% para o diagnóstico de displasia de alto grau.

Pech et al relataram que na maioria dos casos de displasia de alto grau, associados ao EB, as lesões são planas, o que reflete a dificuldade na sua deteção.[25] Segundo estudos não controlados, a interpretação de imagens NBI ampliadas alcançou 94% a 100% de sensibilidade e 76% a 99% de especificidade na identificação de EB com displasia de alto grau ou cancro precoce [86].

Hamamoto e colaboradores realizaram um estudo com 11 pacientes com EB que se submeteram à endoscopia convencional e à endoscopia ampliada conjugada com NBI. Esta última apresentou melhor qualidade de visualização da junção esofagogástrica, da rede capilar e da linha escamo-colunar e, portanto, revelou-se mais útil para o diagnóstico, tal como se pode observar na Fig. J.9.

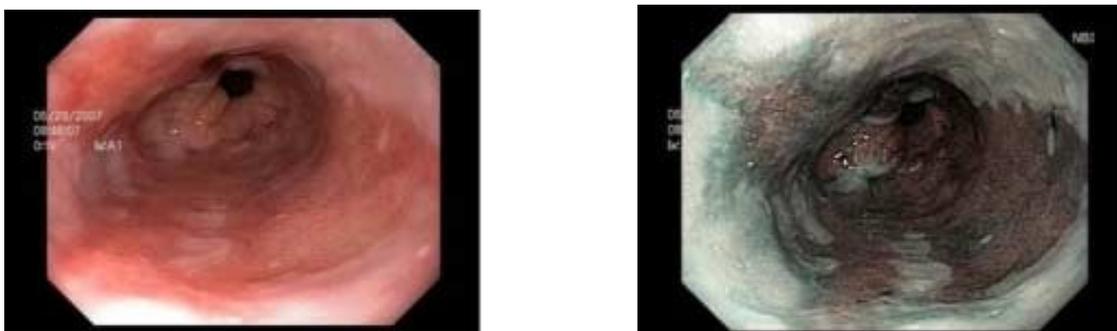


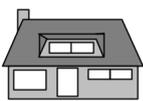
Fig. J.9 - Esófago de Barrett, visualizado através da endoscopia convencional e NBI, respetivamente (retirado de [85]).

Além disso, NBI tem-se revelado superior à endoscopia de luz branca. *Sharma* e colaboradores, fazendo uso da técnica NBI em doentes com ERGE, conseguiram detetar lesões que não eram visíveis com a técnica convencional. Este estudo avaliou prospectivamente 72 pacientes, 48 com ERGE e 24 controlos. O NBI apresentou alterações ao nível da asas intrapilares capilares (IPCL), microerosões e aumento vascular ao nível da junção escamocolunar, entre outros [85] .

Kuznietsov e colaboradores avaliaram 46 pacientes e foram encontrados sete pacientes com EB que a endoscopia convencional não tinha detetado. Foi confirmado o diagnóstico em 6 deles.

APÊNDICE K - ENTIDADES E SEUS PERFIS

Tabela 8.1 – Entidades (tipo, comunicação, perfil) (retirado de [26]).

	TIPO DE ENTIDADE	COMUNICAÇÃO	PERFIL				
			CONSULTAR	PRESCREVER	REQUISITAR	EXECUTAR	INVESTIGAR
	Hospital Principal - SNS (<i>Main Hospital</i>)	Está integrada na Rede Informática da Saúde (RIS).	X	X	X	X	
	Centro de Saúde (<i>Health Center</i>)	Está integrada na RIS.	X	X			
	Hospital/Clinica Privada (<i>Private Clinic</i>)	Está integrada na internet	X	X	X	X	
	Consultório Médico (<i>Physician's Office</i>)	Está integrada na internet	X	X			
	Casa do Médico (<i>Physician's Home</i>)	Está integrada na internet	X				X
	Centro de Investigação (<i>Research Center</i>)	Está integrada na internet					X

APÊNDICE L - MATERIAL - PLACAS DE AQUISIÇÃO

Tab. L.1 – Placas de aquisição da *Blackmagic Design*, esta tabela foi dividida em duas partes (adaptado de [102]).

		CONNECTIONS						
		ANALOG VIDEO INPUT AND OUTPUT	HDMI VIDEO INPUT AND OUTPUT	ANALOG AUDIO INPUT AND OUTPUT	HDMI AUDIO INPUT AND OUTPUT	SUPPORTED HDMI FORMATS	COMPUTER INTERFACE	
BLACKMAGICDESIGN	Intensity Pro		Component, NTSC, PAL or S-Video.	1 in and 1 out - HDMI type A connector	2 in and 2 out - Channel RCA HiFi audio in 24 bit.	2 in and 2 out Channels.	525 NTSC, 625 PAL, 720HD and 1080HD switchable.	PCI Express 1 lane, compatible with 1, 4, 8 and 16 lane PCIe slots.
	Intensity Shuttle for USB 3.0		Independent connections for component and composite and s-video.	1 in and 1 out - HDMI type A connector	2 in and 2 out - Channel RCA HiFi audio in 24 bit.	8 in and 8 out Channels.	525 NTSC, 625 PAL, 720HD and 1080HD switchable.	USB 3.0
	Intensity Shuttle for Thunderbolt™		Independent connections for component and composite and s-video.	1 in and 1 out - HDMI type A connector	2 in and 2 out - Channel RCA HiFi audio in 24 bit.	8 in and 8 out Channels.	525 NTSC, 625 PAL, 720HD and 1080HD switchable.	Thunderbolt™
	Intensity Extreme		Component, NTSC, PAL or S-Video.	1 in and 1 out - HDMI type A connector	2 in and 2 out - Channel RCA HiFi audio in 24 bit.	2 in and 2 out Channels.	525 NTSC, 625 PAL, 720HD and 1080HD switchable.	Thunderbolt™
		STANDARDS		PROCESSING		EXTRAS		
		SD FORMAT SUPPORT	HD FORMAT SUPPORT	COLORSPACE CONVERSION	HD DOWN CONVERSION	HD UP CONVERSION	OPERATING SYSTEM COMPATIBILITY	
BLACKMAGICDESIGN	Intensity Pro	625i/50 PAL and 525i/59.94 NTSC.	1080i50, 1080i59.94, 1080i60, 1080p23.98, 1080p24, 1080p25, 1080p29.97, 1080p30, 720p50, 720p59.94 and 720p60.	Hardware based real time.	Software based down conversion during video playback.	Real time standard definition to 1080HD and 720HD during video capture.	Compatible with Microsoft Windows 7, Apple Mac OS X and Linux	
	Intensity Shuttle for USB 3.0	625i/50, 625p PAL and 525i/59.94, 525p NTSC, 480p.	1080i50, 1080i59.94, 1080i60, 1080p23.98, 1080p24, 1080p25, 1080p29.97, 1080p30, 720p50, 720p59.94 and 720p60.	Hardware based real time.	Software based down conversion during video playback.	Real time standard definition to 1080HD and 720HD during video capture.	Compatible with Microsoft Windows 7.	
	Intensity Shuttle for Thunderbolt™	625i/50, 625p PAL and 525i/59.94, 525p NTSC, 480p.	1080i50, 1080i59.94, 1080i60, 1080p23.98, 1080p24, 1080p25, 1080p29.97, 1080p30, 720p50, 720p59.94 and 720p60	Hardware based real time.	Software based down conversion during video playback.	Real time standard definition to 1080HD and 720HD during video capture.	Compatible with Apple Mac OS X and Microsoft Windows 7 or Windows 8 release preview.	
	Intensity Extreme	625i/50 PAL and 525i/59.94 NTSC.	1080i50, 1080i59.94, 1080i60, 1080p23.98, 1080p24, 1080p25, 1080p29.97, 1080p30, 720p50, 720p59.94 and 720p60	Hardware based real time.	Software based down conversion during video playback.	Real time standard definition to 1080HD and 720HD during video capture.	Compatible with Apple Mac OS X and Microsoft Windows 7 or Windows 8 release preview.	

Tab. L.2 –Placas de aquisição da *Matrox* (adaptado de [241]).

		 MXO2 Mini MXO2 Mini MAX	 MXO2 LE MXO2 LE MAX	 MXO2 MXO2 MAX	 MXO2 Rack MAX	 Mojo MAX
LIGHTNING FAST H.264 ENCODING	MAX H.264 encoding acceleration	MAX version	MAX version	MAX version	Yes	Yes
VIDEO INPUT	Component HD/SD (YUV or RGB)	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
	SDI HD/SD	No	Yes	Yes	Yes	Yes
	Y/C	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
	Composite	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
	HDMI (YUV or RGB)	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
AUDIO INPUTS	RCA Audio (unbalanced)	2 channels	2 channels	2 channels	No	No
	XLR Audio (balanced)	No	2 channels	2 channels	4 channels	2 channels
	AES/EBU (unbalanced)	No	No	2 channels	4 channels	2 channels
	SDI embedded audio (16 channels on Mac, 8 channels on PC)	No	Yes	Yes	Yes	Yes
	HDMI embedded audio (8 channels)	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
VIDEO OUTPUTS	Component HD/SD (YUV or RGB)	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
	SDI HD/SD	No	Yes	Yes	Yes	Yes
	Y/C	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
	Composite	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
	HDMI (YUV or RGB)	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
AUDIO OUTPUTS	RCA audio	2 channels	2 channels	6 channels		2 channels
	XLR Audio (balanced)	No	2 channels	4 channels	8 channels	4 channels
	AES/EBU (unbalanced)	No	No	2 channels	4 channels	2 channels
	SDI embedded audio (16 channels on Mac, 8 channels on PC)	No	Yes	Yes	Yes	Yes
	HDMI embedded audio (8 channels)	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
	Direct surround sound monitoring	No	No	5.1	5.1 and 7.1	No

APÊNDICE M - INTERLIGAÇÕES DOS DIVERSOS COMPONENTES DOS SISTEMAS DE VÍDEO ENDOSCOPIA EXISTENTES

NO MERCADO

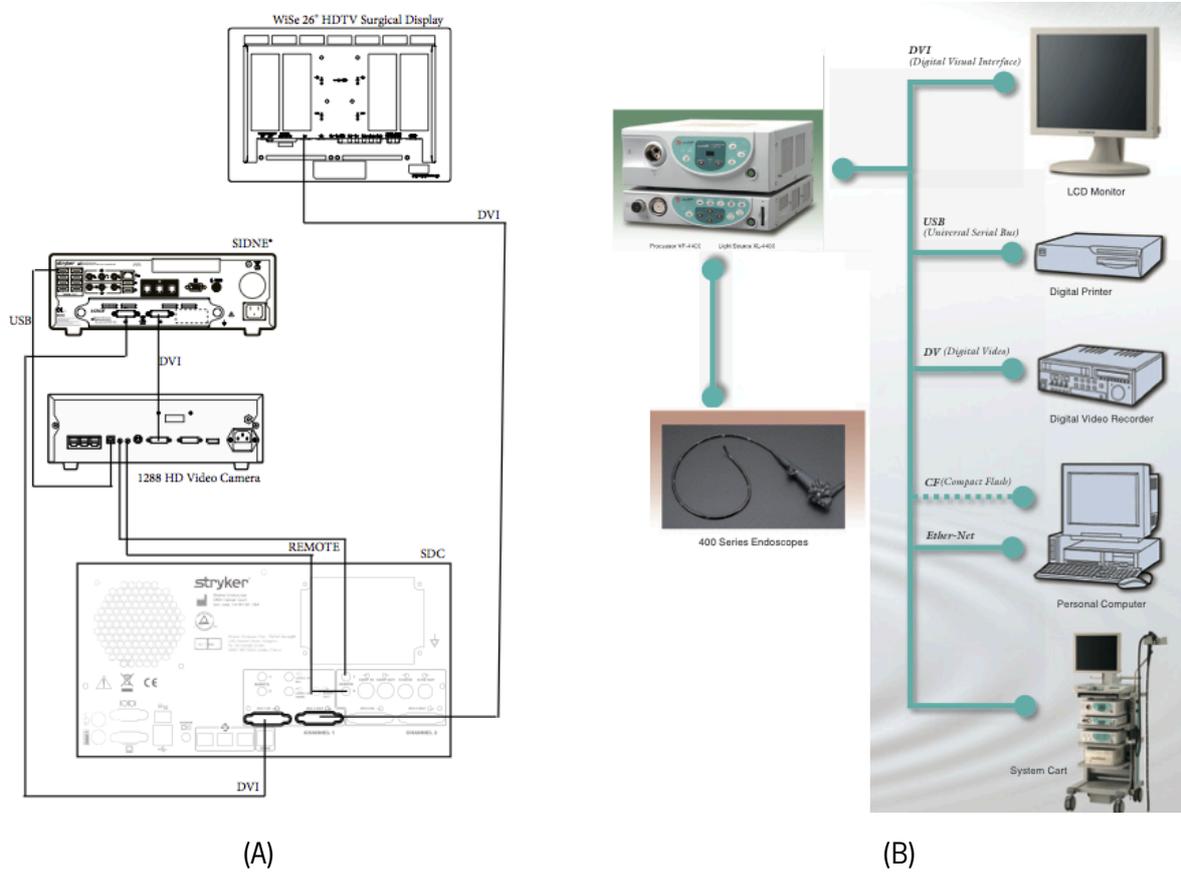


Fig. M.1 – (A) Esboço das interligações dos diversos componentes do sistema vídeo endoscopia da *Stryker*, (retirado de [242]). (B) Esboço das interligações dos diversos componentes do sistema vídeo endoscopia da *Fujifilm 4400* (adaptado de [243]).

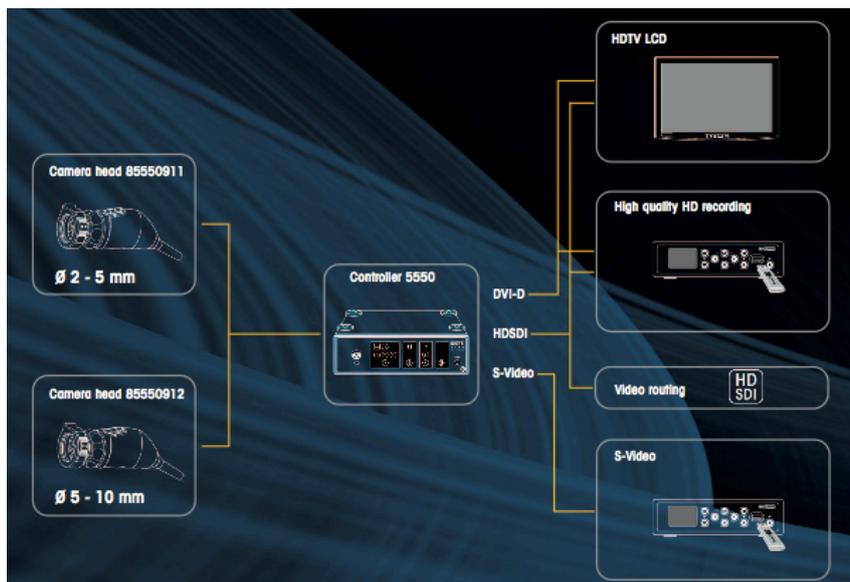


Fig. M.2 – Esboço das interligações dos diversos componentes do sistema vídeo endoscopia da empresa *Richard Wolf*, (retirado de [244]).

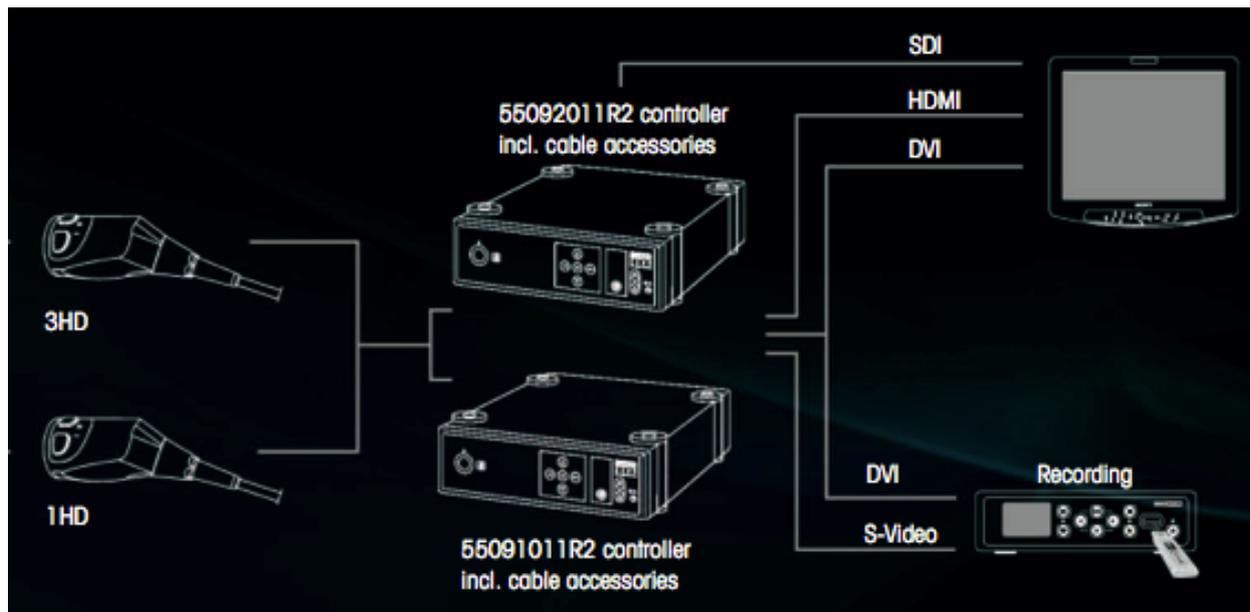


Fig. M.3 – Esboço das interligações dos diversos componentes do sistema video endoscopia da empresa *Richard Wolf*, (retirado de [245]).

APÊNDICE N - *MIVINTERFACE*

O texto que se segue é uma adaptação do documento intitulado “*Sistemas baseados em sinal vídeo - Aplicação*” [122]).

N.1. Requisitos

No início do desenvolvimento da aplicação *MIVinterface* algumas premissas foram colocadas. Em primeiro lugar esta aplicação devia permitir a análise de qualquer formato de vídeo, ao mesmo tempo que deveria funcionar em *Windows* e *Mac OS*. A escolha de linguagens de baixo nível é um dos requisitos para aumentar a performance da aplicação. A solução para a inclusão de todas estas características encontra-se explicada de seguida.

N.2. Seleção da Base tecnológica

N.2.1. LibVLC

A *LibVLC* é a interface com o núcleo do *VLC media player* [246] que permite desenvolver aplicações usando as características deste (Tab. N.1). Essas características correspondem ao suporte de grande variedade de formatos de vídeo e áudio, captura de vídeo, *transcoding*¹⁶ e *streaming* de vídeo.

Tab. N.1 – Algumas de características mais importantes da *LibVLC* (adaptado de [247]).

CARACTERÍSTICAS	
FORMATOS DE VIDEO	<i>MPEG-1/2, Divx (1/2/3), MPEG-4 ASP, DivX 4/5/6, XviD, 3ivX D4, H.261, H.263/H.263i, H.264 / MPEG-4 AVC, Cinepark, Theora, MJPEG (A/B), WMV 1/2, WMV 3/WMV-9/VC-1, Quicktime, DV (Digital Video)</i>
FORMATOS DE AUDIO	<i>MPEG Layer 1/2, MP3 - MPEG Layer 3, AAC - MPEG-4 part3, Vorbis, AC3 - A/52 (Dolby Digital), E-AC-3 (Dolby Digital Plus), DTS, WMA 1/2, WMA 3 1, FLAC, ALAC, DV Audio, QDM2/QDMC (QuickTime), MACE</i>
FILTROS A/V	<i>Deinterlace, Cropping, Image wall, Image adjust, Rotate/- Mirror, Logo overlay, Magnification, Image distortion, Bluescreen, RSS/Atom</i>

A *LibVLC* está dividida em diferentes módulos como se pode ver na Tab. N.2, e é escrita em C++. O facto de ser escrita em C++ permite desde modo ter uma performance muito boa e ser bastante eficiente.

¹⁶ *Transcoding*: Processo de transformação de um *stream* ou ficheiro e converter num formato e/ou num *bitrate* diferente.

Consegue-se assim atingir vários dos objetivos necessários na aplicação tais como, compatibilidade com vários formatos de vídeo, captura de vídeo e *streaming* com uma boa performance.

Tab. N.2 – Alguns dos módulos LibVLC mais importantes (adaptado de [248]).

LIBVLC CORE	Antes de poder fazer alguma coisa a LibVLC deve ser inicializada
LIBVLC TIME	Funções de acesso ao tempo/relogio da LibVLC
LIBVLC MEDIA	Representação abstrata de media que pode ser reproduzida
LIBVLC MEDIA PLAYER	Reproduz um media
LIBVLC VLM	Permite streaming de múltiplos streams de media

N.2.2. QT

QT é uma *framework* multiplataforma que permite que o código seja escrito uma vez e o *deploy* seja feito em qualquer sistema operativo. Assim, basta escrever o código com algumas cláusulas para parâmetros específicos de cada plataforma e com o QT fazer *deploy* em cada uma das plataformas desejadas. Este tem um editor WYSIWYG (*What you see is what you get*) que permite a criação rápida de interfaces que se adaptam a diferentes resoluções para a aplicação sendo, também este, um fator importante quando se pensa que as máquinas que podem vir a utilizar a aplicação podem ter as mais variadas resoluções. A interface encontra-se em formato XML pelo que se pode editar este, sendo aconselhável a utilização do editor gráfico.

Além de uma *framework* multiplataforma este é também um IDE (*Integrated Development Environment*), que permite a escrita de aplicações em C++, encontrando-se aqui um ponto de ligação entre o desenvolvimento da aplicação para várias plataformas e a *LibVLC*.

N.3. Arquitetura

Na aplicação desenvolvida foi possível incluir as premissas previamente enunciadas. Na Fig. N.1 é possível visualizar a arquitetura da aplicação. A *LibVLC* é utilizada na aplicação escrita na *Framework* QT permitindo o *deploy* para os vários sistemas operativos.

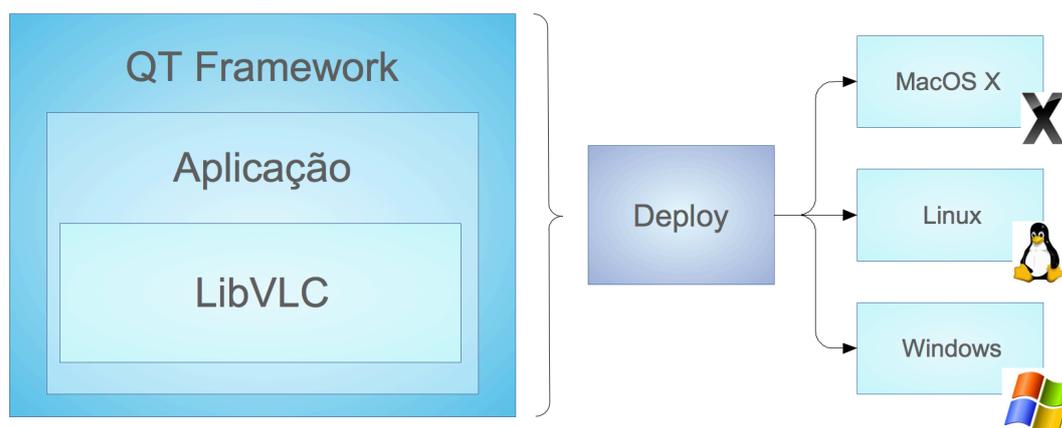


Fig. N.1 - Arquitetura da aplicação (adaptado de [122]).

N.4. Implementação e Descrição

N.4.1. Funcionalidades gerais

N.4.1.1. Menu Inicial

No menu inicial existem várias opções. Num primeiro momento as mais importantes são a *File-Open* e a *File-Open Project*. A primeira permite criar um novo projeto e outra permite abrir um projeto previamente criado. Neste menu é possível também visualizar o painel onde vai ser reproduzido o vídeo, os controlos para navegação no vídeo, o botão *Grab Frame* e do lado direito algumas funcionalidades que vão ser explicadas posteriormente.

N.4.1.2. Criar Novo Projeto

Quando se escolhe a opção *File-Open* duas caixas de dialogo aparecem ao utilizador. A primeira, permite ao utilizador escolher o ficheiro de vídeo que pretende abrir. A segunda, permite ao utilizador escolher a pasta onde pretende guardar o projeto e onde posteriormente serão armazenados os *frames* retirados, o ficheiro XML com a descrição do projeto e eventuais capturas de vídeo.

N.4.1.3. Retirar Frames

Após se ter criado um novo projeto, o respetivo vídeo começa a ser reproduzido. O utilizador pode nesta etapa controlar o vídeo, ou seja, colocar em pausa e reproduzir novamente, parar, aumentar e diminuir a velocidade de reprodução, andar um ou mais *frame(s)* para a frente ou para trás. Através do botão "*Grab Frame*", presente no lado direito dos controlos para navegação, é possível capturar os *frames* do vídeo aquando da visualização, tal como se pode ver na Fig. N.2.



Fig. N.2 – Retirar *frame* do ficheiro de vídeo (retirado de [122]).

N.4.1.4. Anotação de *Frames*

Após se retirar os *frames* é possível clicar em cada um deles e adicionar algumas notas ou anotações, Fig. N.3. Caso o utilizador se tenha esquecido de escrever alguma nota ou pretenda alterar o que já tinha escrito anteriormente, é possível abrir novamente esse *frame* e completar as notas já existentes.

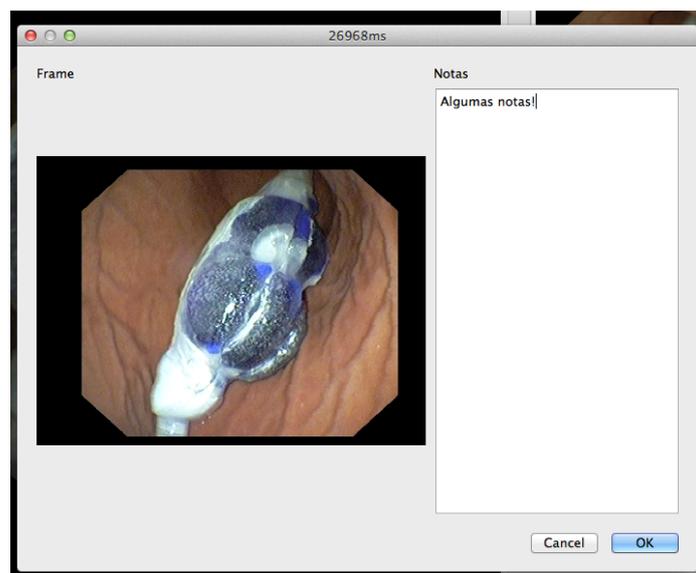


Fig. N.3 – Anotação de *Frame*, (retirado de [122]).

N.4.1.5. Captura de Vídeo

No menu inicial é possível carregar em *Record*, que abre um novo separador onde é possível visualizar algumas opções para a captura de vídeo. Por defeito o ficheiro é guardado na pasta definida como projeto, mas também é possível alterar este caminho clicando em *Modify Project Path*. É possível dar um nome ao ficheiro (por defeito *capture*) e escolher o formato do vídeo.

N.4.1.6. *Streaming de Vídeo*

Ao carregar no separador *Streaming* surgem algumas opções que é possível alterar. Existe, tal como, no *Record* as opções de iniciar o *streaming* e parar o mesmo, sendo ainda possível fazer pausa no mesmo. É de referir, que tanto na captura como no *streaming* de vídeo é possível a captura de *frames*.

N.4.1.7. *Pasta de projeto/Ficheiro XML*

Na Fig. N.4 pode-se visualizar o conteúdo da pasta do projeto. Nesta pasta, como já referido anteriormente, ficam guardados todos os *frames* retirados no projeto (para posterior utilização ao abrir o mesmo ou para visualização por parte do utilizador), o ficheiro que foi obtido por captura de vídeo e o ficheiro XML com toda a informação do projeto.

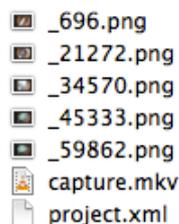


Fig. N.4 - Exemplo pasta de Projeto (retirado de [122]).

A estrutura do ficheiro XML do projeto, encontra-se transcrita em Cod. N.1. O “nodo principal” é o *Project* que pode ter vários “filhos” *File* que correspondem a cada ficheiro de vídeo utilizado no projeto. Dentro de cada *File* é possível encontrar cada *frame* retirado e a sua informação (momento/tempo em que aparece no vídeo, a sua localização de armazenamento no computador e as notas escritas a respeito daquele *frame*).

Cod. N.1 - Estrutura do ficheiro XML do projeto (adaptado de [122]).

```

1  <Project>
2  <File Path="../../../Video_Imagiologia/VTS_01_1.VOB">
3    <Frame Time="696" Filepath="../../../teste/_696.png"/>
4    <Frame Time="21272" Filepath="../../../teste/_21272.png"/>
5    <Frame Time="34570" Filepath="../../../teste/_34570.png"/>

```

```
6 <Frame Time="45333" Filepath="../../../teste/_45333.png"/>
7 <FrameInfo Coment="Algumas Notas!"/>
8 </Frame>
9 <Frame Time="59862" Filepath="../../../teste/_59862.png"/>
10 </File>
11 </Project>
```

N.4.1.8. Tools

Um menu que pode ser encontrado em *Tools* chamado *Frame Inspector* permite obter informação sobre o vídeo em reprodução, Fig. N.5.

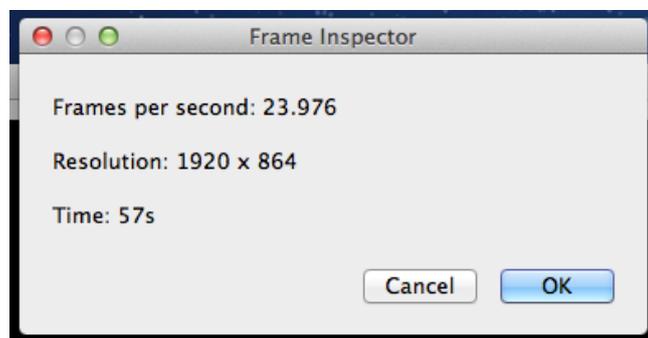


Fig. N.5 - Informação sobre o vídeo em reprodução (retirado de [122]).

APÊNDICE O - APLICAÇÕES INFORMÁTICAS EXISTENTE NO MERCADO

Existem variados *Software* no mercado que combinados com os sistemas de vídeo endoscopia ajudam na aquisição, armazenamento e difusão do exame.

O.1. HD Motion Picture Studio

Este *software* foi desenvolvido pela *Pentax* e captura vídeos, em alta definição, e imagens, para posterior revisão e elaboração dos relatórios eletrônicos. Ainda é possível através deste *software* armazenar e catalogar os segmentos de vídeo para pesquisas rápidas por palavra-chave. Na Fig. O.1 é possível visualizar a sua interface principal [66].

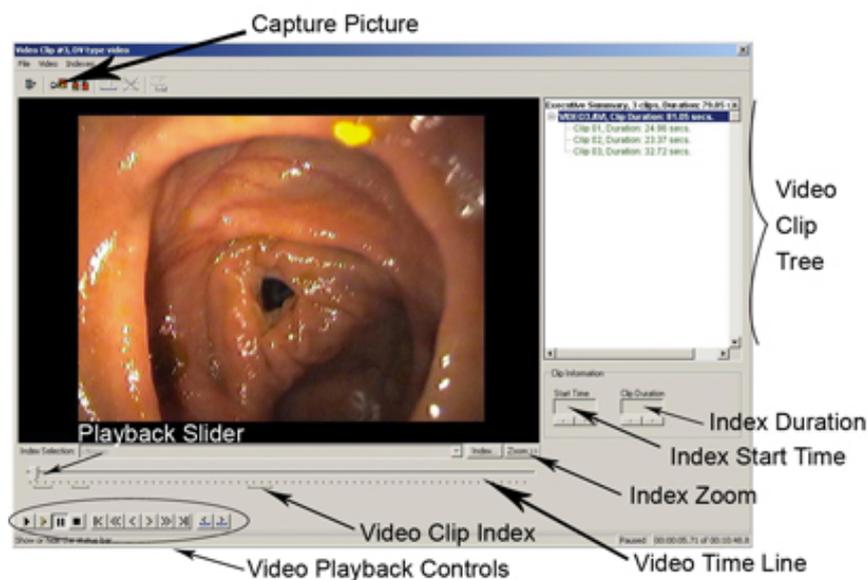


Fig. O.1 – Interface do software *HD Motion Picture Studio* da empresa *PENTAX*, (retirado de [66]).

O.2. Módulo *SiiMA Gastro*

A empresa portuguesa *First Solutions, S.A.* apresenta uma gama de produtos direcionados para a gestão de Serviços Clínicos em diversas áreas clínicas, denominado por *SiiMA*. Uma das áreas clínicas que este produto abrange é a *Gastroenterologia* [249].

O módulo *SiiMA Gastro* destina-se à gestão administrativa e clínica de exames realizados nos serviços de *Gastroenterologia*. Este módulo incorpora modalidades e.g. *Endoscopia Digestiva Alta*, *Endoscopia Digestiva Baixa*, *C.P.R.E.*, *Ecoendoscopia*, *Endoscopia por Cápsula*. Aquisição e visualização posterior de imagens/vídeo (Fig. O.2 - A), edição de imagens para anotações e medições, gravação do vídeo em CD ou

DVD, editor de gráficos de pólipos (Fig. 0.2 - B), criação de relatórios orientados a cada técnica, informação estatística dos dados clínicos, são alguns exemplos de funcionalidades presentes neste *software*.

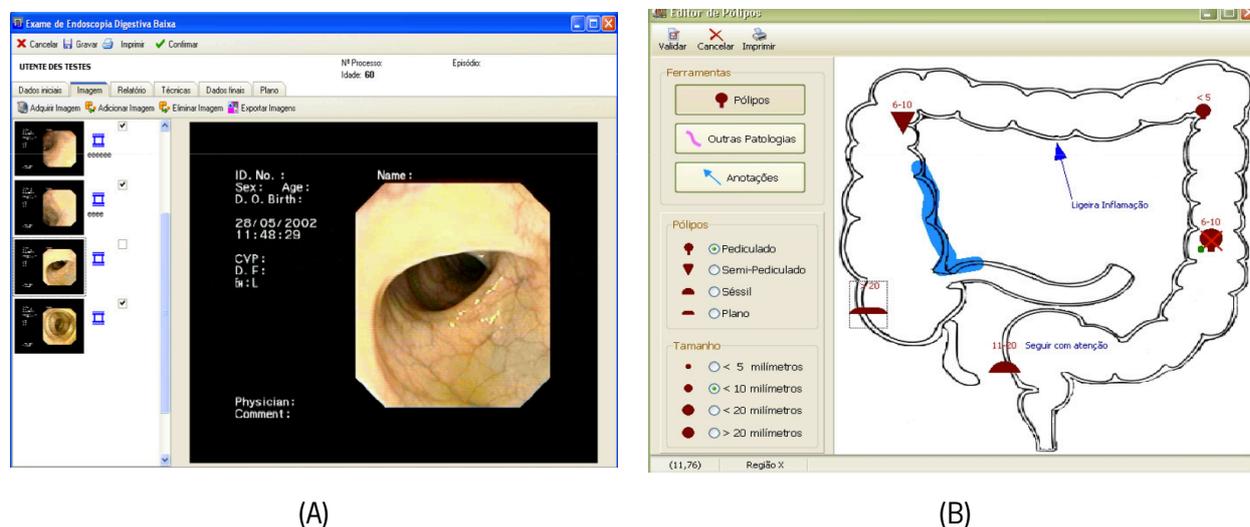


Fig. 0.2 – *Software* disponibilizado pela empresa *First Solution*, (A) Interface principal, onde se pode visualizar as diversas imagens capturadas durante o exame endoscópico, (B) Editor de imagem para adição de informação retirada durante o exame (retirado de [249]).

0.3. Victor HD

Na Fig. 0.3 é possível visualizar a interface do *software* comercializado pela *Richard Wolf*. Algumas das funcionalidades disponíveis nesta aplicação são: gravação de vídeos (*start* e *stop record*), de imagens e de áudio; armazenamento de dados em tempo real; edição de imagens; preenchimento da ficha do paciente.

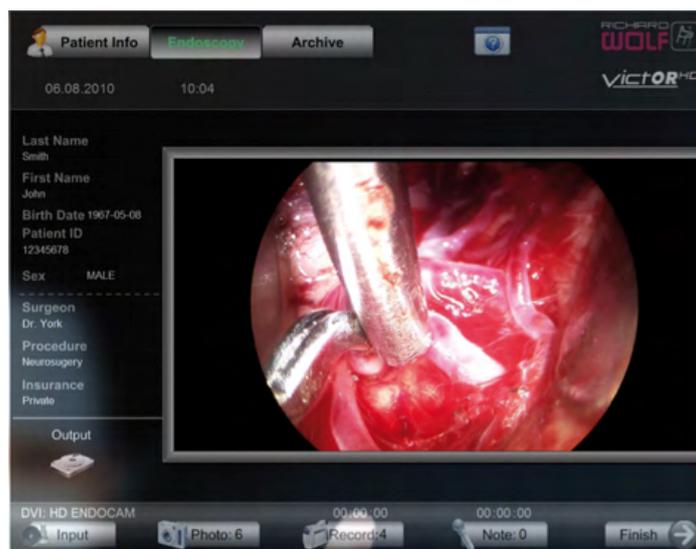


Fig. 0.3 – Interface principal do *software* de documentação da *Richard Wolf* (retirado de [250]).

APÊNDICE P - *IMAGEJ*–*MVFG PLUGIN***P.1. Contextualização do *plugin***

Atualmente, o *ImageJ* [251] é um *software* livre e uma poderosa ferramenta para analisar e processar imagens. Com este *software* é possível abrir, editar, analisar, processar, salvar e imprimir imagens de 8, 16 e 32 bit, bem como imagens do tipo RGB. Esta ferramenta é capaz de abrir inúmeros formatos de imagens (e.g. BMP, DICOM, GIF, JPEG, TIFF), no entanto, quando se está perante um vídeo, esta ferramenta torna-se limitada a nível de formatos suportados [252].

Na área de imagem médica existem modalidades/técnicas que têm como *output* imagem (e.g. TC, RM) e modalidades/técnicas que tem como *output* vídeo (e.g. ecografia, endoscopia). O *ImageJ* encontra-se preparado para analisar e processar vídeos com o formato AVI [252]. No entanto, quando o utilizador pretende analisar um vídeo com um formato não suportado de origem, é necessário adicionar certos *plugins* já existentes (e.g., *QuickTime Movie Writer* [253], *JMF Movie Reader* [254], *QuickTime Opener* [255]) para conseguir ler o *Quicktime Movie format* (i.e. MOV e PIC). Caso pretenda ler outro tipo de formato, é necessário converter o vídeo para um formato suportado, recorrendo a uma terceira aplicação.

De uma forma simplificada, um vídeo resume-se a uma sequência de dezenas milhares de imagens, sendo que apenas um conjunto pequeno dessas imagens são relevantes. Para analisar e processar as imagens relevantes, é necessário selecionar e extrair previamente.

P.2. Objetivo do *plugin*

O *plugin* MVFG tem como principal objetivo permitir ao utilizador selecionar e extrair os *frames* mais relevantes de um vídeo em visualização, independentemente do formato do vídeo. Durante a visualização do vídeo é possível navegar de forma a avançar diretamente para os segmentos desejados e aquando da finalização do estudo do vídeo existe a possibilidade de exportar as imagens sob a forma de imagens individuais ou como uma pilha de imagens.

P.3. Arquitetura do MVFG

O *plugin* “*Multi-format Video Frame Grabber - MVFG*” foi desenvolvido com o intuito de resolver a incompatibilidade existente entre *ImageJ* e os diversos formatos de vídeo e disponibilizar aos médicos uma nova ferramenta para ajudar na captura de imagens aquando da visualização dos vídeos.

No desenvolvimento deste *plugin*, foi utilizada a biblioteca *vlcj* (uma biblioteca em *Java* para o *player* VLC) [256]. Esta API (*Application Programming Interface*) é escrita em *Java* e é usada para implementar diversas funcionalidades que permitem a manipulação do vídeo. Com os recursos adaptados desta biblioteca, o *plugin* é capaz de ler qualquer tipo de formato de vídeo, tornando-se deste modo numa ferramenta bastante versátil. Como se pode visualizar na Fig. P.1, o *plugin* desenvolvido conjuga as capacidades da *framework* *vlcj* e do *Imagej* para se conseguir obter as funcionalidades pretendidas.

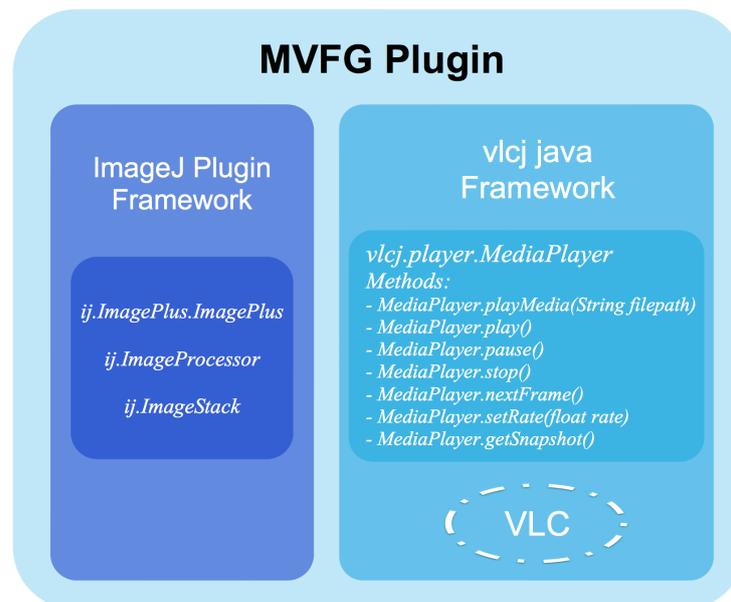


Fig. P.1 – Arquitetura do *plugin* MVFG (retirado de [123]).

Os *plugins* existentes são capazes de converter os vídeos (nos formatos, i.e. AVI [257], MOV, PIC) numa pilha de imagens. Um dos objetivos do *Plugin* MVFG é permitir adicionar *frames* de forma dinâmica a uma pilha de imagens. Este *plugin* torna-se uma mais valia para o utilizador, não só por permitir a leitura de vídeos nos mais variados formatos, como também possibilitar a visualização, navegação do vídeo e captura dos *frames* desejados.

A classe principal do MVFG estende o *PluginInFrame*, que é uma subclasse de um *AWT frame* que implementa a interface *PluginIn*. Foi necessário fazer esta escolha, uma vez que a *framework* *vlcj* necessita de um *AWT.Panel* onde colocar o vídeo, que por sua vez corresponde a um *vlcj.component.EmbeddedMediaPlayerComponent*. Através deste componente é possível obter o componente *vlcj.player.MediaPlayer*.

O *MediaPlayer* é o componente que permite efetuar as diversas ações sobre o vídeo. Por exemplo, para iniciar a reprodução do vídeo é necessário a utilização do método *MediaPlayer.playMedia(String filepath)*,

enquanto que as ações de manipulação do vídeo podem ser realizadas com os métodos *MediaPlayer.play()*, *MediaPlayer.pause()*, *MediaPlayer.stop()*, *MediaPlayer.nextFrame()*, *MediaPlayer.setRate(float rate)*, métodos cujo o nome é auto explicativos.

O método *MediaPlayer.getSnapshot()* permite capturar o *frame* no momento em que é invocado. Este, corresponde a um *AWT.image.BufferedImage* que é passado como parâmetro do tipo *Image*, na criação de uma nova instancia do objeto *ij.ImagePlus.ImagePlus(String title, Image img)*. Uma vez criada a instância do *ImagePlus*, pelos métodos habituais, é possível obter o *ij.ImageProcessor* e consequentemente o *ij.ImageStack*. Estes componentes são depois facilmente utilizados no ambiente de trabalho do *ImageJ*.

Na utilização deste *plugin* é necessária a utilização de qualquer Sistema Operativo que Suporte *Java* e o *ImageJ*. Uma das limitações deste *plugin* é a utilização obrigatória da versão 64 bits do *ImageJ* no Sistema Operativo *MAC OS*.

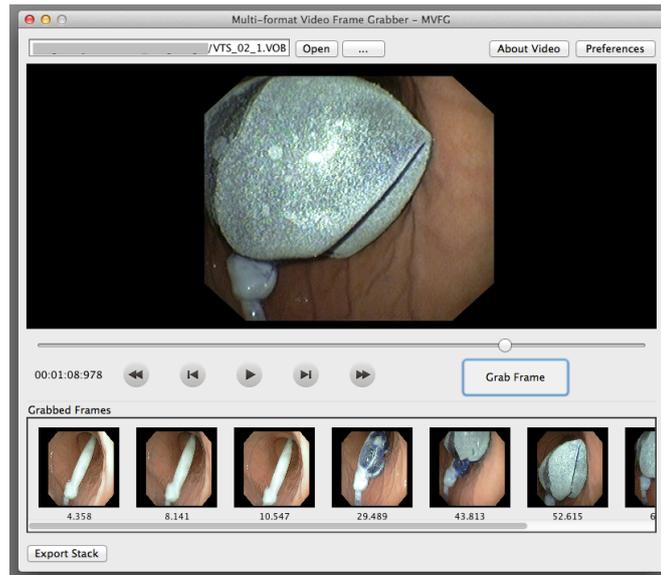
P.4. Interface e funcionalidades

Através do menu inicial é possível abrir um ficheiro, procurando no disco (botão "...") ou introduzindo o caminho para o ficheiro na caixa de texto. Na parte central do *plugin* é possível visualizar o painel onde será reproduzido o vídeo e respetivos controlos, bem como os botões "*Grab Frame*" e "*Export Stack*".

Depois de abrir o ficheiro (Fig. P.2 – A), várias ações podem ser realizadas. No canto superior direito, o utilizador pode obter informações complementares (e.g. *FrameRate*, tempo total de duração do vídeo, resolução) sobre o vídeo através do botão "*About Video*". Na opção "*Preferences*" é possível modificar o tamanho do reproduzidor de vídeo.

Aquando da reprodução do vídeo (Fig. P.2 - A), o botão "*Grab Frame*" permite capturar os *frames* em tempo real. Estes *frames* vão aparecendo na secção inferior do *plugin*. Esta captura é ordenada pelo tempo em que o *frame* aparece no vídeo e não pelo momento em que o utilizador o captura (Fig. P.2 - B).

A exportação dos *frames* individuais para o ambiente de trabalho do *ImageJ*, pode ser realizada através de um *click* na imagem de referência do *frame* pretendido, Fig. P.3 (A). Utilizando o botão "*Export Stack*" é possível exportar também uma pilha com todos os *frames* capturados, Fig. P.3 (B).

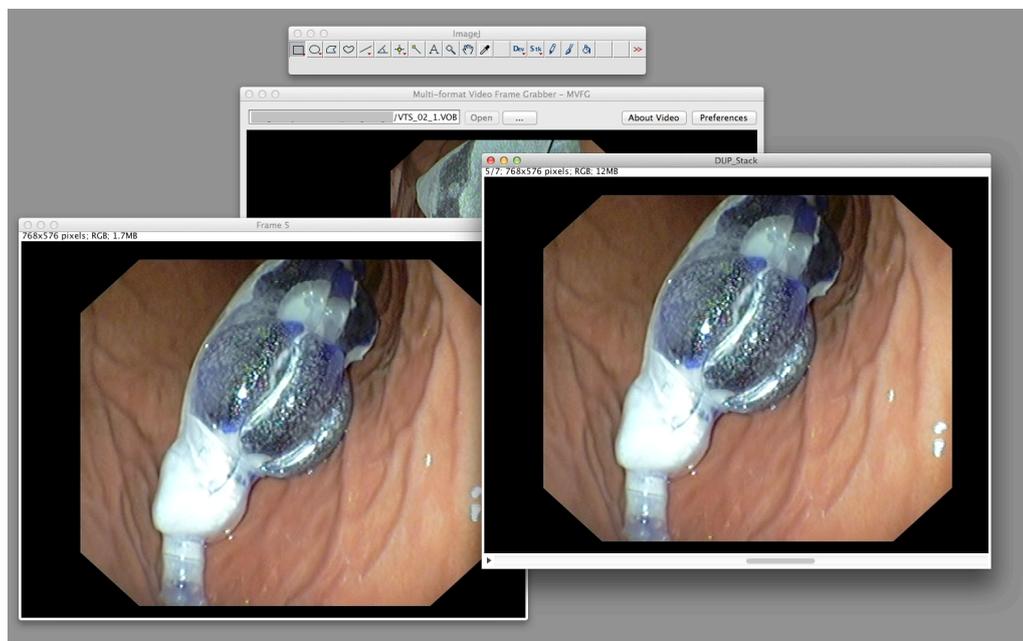


(A)



(B)

Fig. P.2 – *Plugin MVFG* - (A) Captura de *frames*, (B) Zoom da parte inferior onde se pode visualizar os *frames* ordenados por momento em que aparece no vídeo (retirado de [123]).



(A)

(B)

Fig. P.3 – *Plugin MVFG* - (A) *Frame* individual, (B) Pilha de *frames* (retirado de [123]).

APÊNDICE Q - RELATÓRIO ENDOSCÓPICO NORMALIZADO

Após a execução do exame endoscópico, o médico examinador deve proceder à elaboração de um relatório em suporte eletrónico. A linguagem utilizada deve ser a MST (Apêndice F - Terminologia Estandarizada Mínima (MST)).

Segundo as *Normas de avaliação e garantia de qualidade da Endoscopia Digestiva em Portugal*, publicadas pela Sociedade Portuguesa de Endoscopia Digestiva (SPED) [63], o relatório deve conter os seguintes dados:

- Identificação do doente;
- Data do exame;
- Identificação do(s) endoscopista(s)/examinador(s) ;
- Identificação do(s) anestesista (s) se presente;
- Identificação do(s) enfermeiro(s);
- Indicação para o exame;
- Patologia associada e classificação ASA;
- Indicação de consentimento informado e assinado;
- Descrição do exame, incluindo a extensão anatómica visualizada e eventuais limitações, bem como os aspetos endoscópicos observados;
- Descrição de terapêutica endoscópica, se realizada, e o seu resultado;
- Iconografia lesional e das principais referências anatómicas;
- Registo do aparelho utilizado;
- Registo de medicação utilizada;
- Registo de realização de biópsias ou colheita de fluidos;
- Registo de complicações, caso tenham ocorrido;
- Impressão diagnóstica/conclusão.

O conjunto de figuras que se seguem (Fig. Q.1) são um exemplo do número, qualidade e tipo de imagens que um relatório de endoscopia digestiva alta deve conter, segundo a *European Society of Digestive Endoscopy* (ESDE) [39].

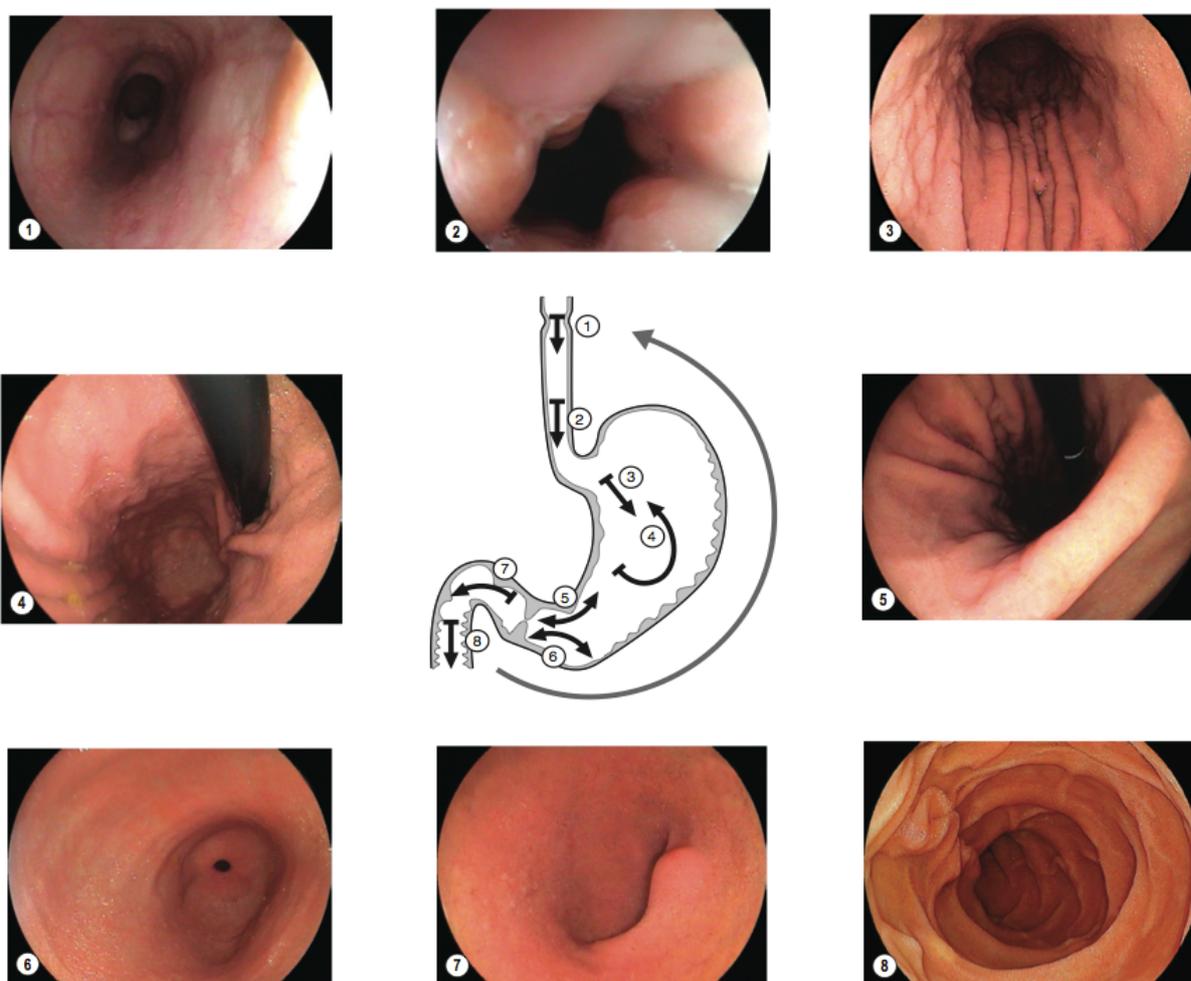


Fig. Q.1 - Número, tipo e qualidade das imagens que um relatório de Endoscopia Digestiva Alta deve conter (1) Vista da parte superior do esôfago, observado de cima, a 20 cm da estrutura dentária; (2) Terço Inferior – Esôfago, 2 cm acima da linha Z; (3) Parte superior do corpo, após a insuflação do estômago (4) Vista endoscópica retrovertida da cárdia, e do fundo; (5) Ângulo da curvatura menor (visão invertida); (6) Antro gástrico com o piloro no centro; (7) Visão centrada do bulbo do duodeno (D1); (8) Vista da segunda porção do duodeno, observado de cima; (retirado de [39]).

Na Fig. Q.2 encontram-se dois tipos de relatórios endoscópicos relativos ao mesmo tipo de exame, Endoscopia Digestiva Alta. A Fig. Q.2(A) é um exemplo de um relatório Português, enquanto que o relatório da Fig. Q.2(B) é Americano. O relatório da Fig. Q.2(B) encontra-se disponível para *download* no *website* da *Olympus America* (<http://www.olympusamerica.com/endoworks/features.asp>). No mesmo *website* é possível encontrar outros exemplos de relatórios, nomeadamente relatórios referentes ao exame de colonoscopia.

DEPARTMENT OF GASTROENTEROLOGY

UPPER GI ENDOSCOPY REPORT

Informations:
 Patient's File ID: [Redacted]
 Name-Surname: [Redacted]
 Age: [Redacted]
 Gender: [Redacted]
 Date of Procedure: [Redacted]
 Physician: [Redacted]
 Indication: [Redacted]
 Preparation: [Redacted]
 Premedication: [Redacted]

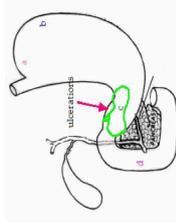
Findings:

Oropharynx:	Normal
Esophagus:	Normal
EG-Junction:	Normal
Cardia:	Normal
Fundus:	Normal
Body:	Normal
Antrum:	Normal
Pylorus:	Normal
Duodenum Bulb:	Ulcerations
2. Portion:	Normal
3. Portion:	Normal

Results:
 Biopsy: Not taken
 Complication: No
 Impression: Peptic ulcer

Plan: Medication, wait for H.Pylori

Image 1
Image 2
Image 3
Image 4



Signature: [Redacted] Professor Doctor, M.D.

(B)

Videoendoscopia Digestiva Alta

Prof. Dr. [Redacted]
 Gastroenterologista

Cartão de Uiente
 Pedido por: [Redacted]

segunda-feira, 27 de Dezembro de 2010



Motivo de exame: Dispepsia
 Método de preparação: Jejum

Aparelho: VideoEndoscópio

Relatório de exame:

ESÓFAGO com peristaltismo mantido e mucosa sem alterações.

Cardia sem lesões.

ESTÔMAGO com peristaltismo mantido. Boa distensibilidade das paredes gástricas com insuflação. Mucosa do fundo observada em inversão, sem alterações. Mucosa do corpo e antro sem alterações.

Piloro centrado e permeável.

DUODENO: Bolbo de mucosa de aspecto nodular. D2 sem lesões.

CONCLUSÃO: Mucosa do bolbo de aspecto nodular



Médico: [Redacted]

(A)