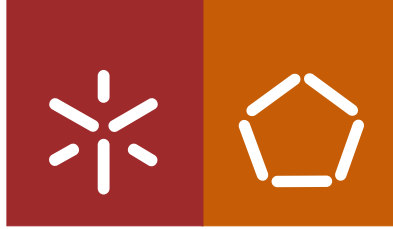


Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Catarina Gonçalves Costa

Sistema de iluminação *Narrow Band Imaging* para cápsulas endoscópicas



Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Catarina Gonçalves Costa

Sistema de iluminação *Narrow Band Imaging* para cápsulas endoscópicas

Dissertação de Mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Trabalho realizado sob a orientação do
Professor Doutor José Higinio Gomes Correia

Outubro de 2012

DECLARAÇÃO

Nome: Catarina Gonçalves Costa

Endereço eletrónico: a52553@alunos.uminho.pt

Número do Bilhete de Identidade: 13584294

Título da Tese: Sistema de Iluminação *Narrow Band Imaging* para cápsulas endoscópicas

Orientador: Professor Doutor José Higinio Gomes Correia

Ano de conclusão: 2012

Designação do Mestrado: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;

Universidade do Minho, ___/___/_____

Assinatura: _____

Agradecimentos

Expresso o meu agradecimento ao Professor Doutor José Higinio Correia, meu orientador e líder deste projeto, pelo seu contributo, sugestões oportunas e revisão da tese.

Ao Engenheiro Manuel Silva, obrigada pelo auxílio prestado ao longo deste ano de trabalho.

Aos técnicos das oficinas da Universidade do Minho, um muito obrigada pela ajuda prestada com todo o material e a sua boa disposição constante.

A todos os colegas do laboratório de Micro e Nanotecnologias em Azurém, agradeço o apoio, o bom ambiente e os momentos de descontração que me ajudaram a enfrentar cada dia com um sorriso.

Aos meus colegas e amigos do laboratório em Gualtar, obrigada por todos os momentos, pela paciência e pela motivação. A vossa presença ao longo deste ano foi sem dúvida muito importante no meu percurso.

Aos meus grandes amigos, um obrigada muito especial por tudo o que são, por terem sempre uma palavra amiga e por todos os sorrisos e momentos felizes que me trouxeram ao longo destes anos.

Aos meus pais e avó, agradeço o apoio incondicional, paciência e por acreditarem sempre no meu sucesso.

Ao meu irmão, um muito obrigada pela presença constante ao longo da minha vida e por me ajudar a erguer a cabeça quando mais precisei.

A ti, João Pedro, pelo que foste ao longo destes anos. Sem o teu carinho, paciência e apoio o meu percurso não teria sido o mesmo.

A quem, pela sua peculiaridade, se tornou uma surpresa agradável e lufada de ar fresco na minha vida e ganhou uma importância inesperada.

Obrigada a todos.

Resumo

A cápsula endoscópica (CE) tem tido um interesse crescente já que permite um exame indolor e não invasivo de todo o trato gastrointestinal (GI).

Esta dissertação apresenta um estudo para implementação da função *Narrow Band Imaging* (NBI) em CEs. O exame NBI, já aplicado à endoscopia convencional, permite destacar a vascularização da mucosa e identificar alterações vasculares que podem ser indicativas de condições patológicas, entre as quais: doenças inflamatórias do intestino, esófago de Barrett, cancro colo-rectal e caracterização de pólipos em tempo real, sem recorrer a biopsia. A iluminação dos tecidos em bandas de comprimento de onda específicos aumenta o contraste entre a superfície epitelial e o padrão vascular subjacente. A iluminação azul (415 nm) corresponde ao pico principal de absorção da luz da hemoglobina. As estruturas com elevado conteúdo de hemoglobina (vasos sanguíneos) absorvem a luz e portanto surgem mais escuras do que a restante mucosa que reflete a luz. A iluminação verde (540 nm) corresponde ao pico secundário de absorção da hemoglobina e realça os vasos sub-epiteliais.

A tecnologia proposta consiste em desenvolver um sistema NBI aplicável à CE utilizando diferentes LEDs (*Light Emitting Diodes*) azuis e verdes como fontes de luz e recorrendo a filtros óticos, de forma a obter iluminação na banda espectral desejada. Estes filtros foram construídos através da técnica de deposição de filmes finos, pulverização catódica em magnetrão por RF. Foram aplicados materiais dielétricos, o dióxido de titânio (TiO₂) e o dióxido de silício (SiO₂) de forma a construir filtros *Fabry-Perot*, constituídos por dois espelhos paralelos (multicamada dielétrica em cada espelho) separados por uma cavidade de ressonância. A espessura da cavidade de ressonância controla o comprimento de onda transmitido para as bandas espectrais desejadas no NBI. O melhor resultado obtido foi na gama verde, onde foi possível obter um pico de emissão espectral de 536 nm.

A integração desta funcionalidade (técnica NBI) em CEs é promissora, pois vai permitir diagnósticos mais precisos, possibilitando a identificação patologias que, quando observadas apenas com luz branca, são quase imperceptíveis.

Abstract

Endoscopic capsule (EC) has had an increasing interest for painless and non-invasive examination of the complete gastrointestinal (GI) tract.

In this thesis is presented a study of the implementation of Narrow Band Imaging (NBI) illumination system in EC. NBI examination is already applied in conventional endoscopy and it emphasizes changes in the vascular pattern which may indicate pathological conditions, such as: inflammatory bowel diseases, Barrett's esophagus, colorectal cancer and polyp classification in real time, without the need of biopsy. The illumination of the gastrointestinal mucosa with specific wavelengths increases the contrast between the vascularization and the epithelial surface. Blue illumination (415 nm) corresponds to the main peak on the absorption spectrum of hemoglobin. Structures with high-hemoglobin content (blood vessels) absorb the light and thus appear darker than the surrounding mucosa that reflects the light. Green illumination (540 nm) corresponds to a secondary hemoglobin absorption peak and enhances the sub-epithelial vases.

The proposed technology consists in the development of a NBI system applicable to ECs using different blue and green LEDs (Light Emitting Diodes) as light sources and implementing thin-film optical filters to achieve the desired spectral band. These filters were fabricated by RF magnetron sputtering, a physical vapor deposition technique. The selected dielectric materials, titanium dioxide (TiO_2) and silicon dioxide (SiO_2), were used to fabricate Fabry-Perot filters, which are composed by two parallel mirrors (dielectric multilayer mirror) separated by a resonance cavity. The resonance cavity thickness controls the transmitted wavelength to the spectral band needed in the NBI illumination. The best result was accomplished for the green optical filter, which has a spectral emission peak of 536 nm.

The integration of this functionality (NBI technique) in ECs is promising because it will enable more accurate diagnoses. It will allow the identification of pathologies that, when observed with white light, are almost imperceptible.

Índice

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	vii
Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas	xiii
Nomenclatura	xv
1 Introdução	1
1.1 Endoscopia	1
1.2 Endoscopia por cápsula	4
1.3 Técnicas óticas de diagnóstico	11
1.3.1 Interação da luz com os tecidos biológicos	12
1.3.2 Princípios óticos das principais técnicas	13
1.3.3 Narrow Band Imaging	16
1.4 Motivação e Objetivos	19
1.5 Organização da dissertação	21
2 Adaptação da iluminação da cápsula endoscópica	23
2.1 Iluminação com luz branca da cápsula endoscópica	23
2.2 Outras fontes de luz	24
2.3 Filtros óticos	26
2.3.1 Propriedades óticas de um filme fino	27
2.3.2 Projeto da estrutura dos filtros óticos	30
2.3.3 Simulação dos filtros óticos	33
3 Fabrico dos filtros óticos	39

3.1	Pulverização catódica	39
3.1.1	Pulverização catódica por RF	40
3.1.2	Pulverização catódica reativa	41
3.1.3	Pulverização catódica em magnetron	41
3.1.4	Pulverização catódica reativa em magnetron por RF	42
3.2	Parâmetros de deposição dos filmes.....	44
3.3	Corte e adaptação dos filtros óticos na CE	51
4	Caraterização dos filtros óticos	53
4.1	Caraterização estrutural	53
4.2	Caraterização ótica.....	57
5	Conclusões	61
5.1	Sistema <i>Narrow Band Imaging</i> (NBI).....	61
5.2	Perspetivas Futuras.....	62
	Bibliografia	65
	Anexos	71
	Anexo I – Índices de refração do SiO ₂ e TiO ₂	71
	Anexo II – Eficiência do detetor S1336-5BQ da <i>Hamamatsu</i>	72

Índice de Figuras

Figura 1.1 “Lichtleiter” de Phillip Bozzini [3].	2
Figura 1.2 Hirschowitz a testar o primeiro endoscópio flexível de fibra ótica [3].	3
Figura 1.3 Ilustração de extremidade de um endoscópio. Adaptado de [5].	4
Figura 1.4 Componentes que constituem a cápsula endoscópica: (a) Redoma ótica, (b) Suporte da lente, (c) Lente, (d) LEDs Brancos, (e) Sensor de imagem, (f) Baterias, (g) Transmissor, (h) Antena [10].	6
Figura 1.5 Cápsulas endoscópicas atualmente no mercado para avaliação do intestino delgado: (a) PillCam SB2, (b) EndoCapsule, (c) MiroCam, (d) OMOM, (e) CapsoCam SV1	7
Figura 1.6 Ilustração do procedimento do exame endoscópico por cápsula. A colocação dos recetores é específica do tipo de exame a realizar para melhor aquisição do sinal. Este é posteriormente enviado para o disco de armazenamento que o paciente transporta à cintura.	8
Figura 1.7 PillCam ESO e PillCam COLON para avaliação do esófago e intestino grosso, respetivamente.	9
Figura 1.8 Ilustração esquemática da interação da luz com os tecidos.	13
Figura 1.9 Esquema do sistema de iluminação NBI e a sua interação com os vasos.	17
Figura 1.10 Visualização de patologias sem e com NBI. Adenoma do cólon iluminado com luz branca (a) e com NBI (b). Pólipo inflamatório no cólon sob iluminação branca (c) e sob iluminação NBI (d).	18
Figura 1.11 Representação da CE com novos LEDs e os filtros óticos para o sistema de NBI [39].	20
Figura 1.12 Filtro ótico verde sobre um substrato de vidro.	20
Figura 2.1 Emissão espectral relativa de um LED branco aplicado em CEs.	24
Figura 2.2 Emissão espectral relativa do LED verde vs comprimento de onda.	25
Figura 2.3 Emissão espectral relativa do LED azul vs comprimento de onda.	26
Figura 2.4 Representação da propagação de uma onda eletromagnética através de um filme fino depositado num substrato.	27
Figura 2.5 Estrutura de um filtro <i>Fabry-Perot</i> constituído por materiais dielétricos.	31
Figura 2.6 Filtro <i>Fabry-Perot</i> onde se observam as reflexões múltiplas na cavidade de ressonância. Adaptado de [42].	32
Figura 2.7 Interface do menu inicial do <i>software TFCalc™</i> 3.5.	33
Figura 2.8 Estrutura do filtro <i>Fabry-Perot</i> projetado.	35

Figura 2.9 Resultado da simulação da transmitância do LED verde com um filtro ótico com a estrutura apresentada na Tabela 2.1.....	36
Figura 2.10 Resultado da simulação da transmitância do LED azul com um filtro ótico com a estrutura apresentada na Tabela 2.2.....	37
Figura 2.11 Emissão espectral dos LEDs medida com o detetor real e simulações da aplicação dos filtros óticos nestes LEDs.....	38
Figura 3.1 Diagrama do processo de pulverização catódica.....	40
Figura 3.2 Ilustração da pulverização catódica em magnetron. O plasma é circunscrito à área onde o campo magnético é mais forte. (a) Diagrama da formação do plasma; (b) Imagem real do plasma.	42
Figura 3.3 Pulverização catódica reativa em magnetron. (a) Concentração do plasma na área abrangida pelo campo magnético; (b) Pulverização de átomos do alvo por catiões de Ar e introdução do gás reativo; (c) Dá-se a reação química entre os átomos do alvo e do gás reativo e formação de um filme composto.	43
Figura 3.4 Sistema de deposição de filmes finos por técnicas PVD [52].	44
Figura 3.5 Alvos usados na deposição dos filmes finos: (a) Alvo de Ti; (b) Alvo de SiO ₂	49
Figura 3.6 Sistema de deposição: (a) Diagrama ilustrativo do sistema de pulverização catódica em magnetron por RF usado na deposição dos filmes finos. (b) Pormenor da câmara de deposições [64].	50
Figura 3.7 Filtro verde cortado com as dimensões apropriadas para colocar na CE.	51
Figura 3.8 Filtros verdes aplicados no suporte da lente da CE.....	51
Figura 4.1 Imagem SEM, em corte transversal, do filtro verde.....	55
Figura 4.2 Imagem SEM, em corte transversal, do filtro azul.....	56
Figura 4.3 Sistema de caracterização ótica.....	57
Figura 4.4 Espectro de transmissão do filtro ótico verde fabricado, comparativamente com a simulação e a emissão espectral do LED verde. O gráfico mostra os valores medidos com o fotodetetor comercial.....	58
Figura 4.5 Espectro de transmissão do filtro ótico azul fabricado, comparativamente com a simulação e a emissão espectral do LED azul. O gráfico mostra os valores medidos com o fotodetetor comercial.....	59
Figura 5.1 Teste da CE após alteração da iluminação e aplicação de filtros óticos.	62
Figura 5.2 Teste da ativação da iluminação na presença de um campo magnético.....	63

Índice de Tabelas

Tabela 1.1 Especificações das cápsulas endoscópicas disponíveis comercialmente.....	10
Tabela 1.2 Resumo das técnicas óticas de diagnóstico e a sua aplicação no diagnóstico.....	13
Tabela 2.1 Estrutura multicamada do filtro ótico verde.	35
Tabela 2.2 Estrutura multicamada do filtro ótico azul.....	36
Tabela 3.1 Síntese de parâmetros para deposição reativa de TiO_2 por pulverização catódica RF. .	45
Tabela 3.2 Parâmetros das deposições de filmes finos de TiO_2	46
Tabela 3.3 Síntese de parâmetros para deposição de SiO_2 por pulverização catódica RF	47
Tabela 3.4 Parâmetros de deposição de filmes finos de SiO_2	48
Tabela 3.5 Resumo das condições de deposição dos filmes finos.	50
Tabela 4.1 Valores de espessura e rugosidade dos filmes finos de TiO_2	53
Tabela 4.2 Valores de espessura e rugosidade dos filmes finos de SiO_2	53
Tabela 4.3 Valores de espessura pretendida e medida para cada camada do filtro verde.	55
Tabela 4.4 Valores de espessura pretendida e medida para cada camada do filtro azul.....	56

Nomenclatura

Acrónimos

AMCI	<i>American Cystoscope Makers</i>
ASIC	<i>Application-Specific Integrated Circuit</i>
CCD	<i>Charged-Coupled Device</i>
CE	Cápsula Endoscópica
CMOS	<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i>
FAD	Dinucleótido de Flavina e Adenina
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FWHM	<i>Full-Width-Half-Maximum</i>
GI	Gastrointestinal
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
NADH	Nicotinamida Adenina Dinucleotídeo na forma reduzida
NBI	Narrow Band Imaging
PVD	<i>Physical Vapor Deposition</i>
RF	Radiofrequência
RGB	Red-Green-Blue
sccm	<i>standard cubic centimeters per minute</i>
SEM	<i>Scanning Electron Microscope</i>
SMT	<i>Surface-mount technology</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UV	Ultravioleta

1 Introdução

Neste capítulo é apresentada uma breve descrição histórica da endoscopia, os seus procedimentos e evolução até à endoscopia por cápsula. As diferentes técnicas óticas usadas para o diagnóstico de patologias gastrointestinais (GI) são também abordadas, com especial ênfase no *Narrow Band Imaging* (NBI). Por fim, a motivação e objetivos são descritos sendo ainda apresentada a organização desta dissertação.

1.1 Endoscopia

Etimologicamente, o termo endoscopia tem origem no grego, combinando o prefixo “endo” que significa “dentro” e “skopéin” que significa “observar”. Da origem da palavra conclui-se o seu significado, observar os órgãos internos do corpo humano [1].

A necessidade de observar e investigar as cavidades anatómicas do corpo tem sido um desafio desde os tempos mais remotos. As origens da endoscopia datam da antiga Grécia onde surgem as primeiras referências a um espéculo retal, atribuídas a Hipócrates (460 – 375 A.C.)[2].

A evolução até aos dias de hoje, em que a endoscopia é um procedimento comum, fez-se de pequenos passos dos quais se destacam aqueles que proporcionaram maior avanço científico.

Foi no século XIX que se deu um dos grandes progressos da endoscopia. Phillip Bozzini construiu um dispositivo, com o objetivo de solucionar aquele que, na altura, era um dos principais problemas na observação das estruturas no interior do corpo, a iluminação. O seu instrumento, apresentado na Figura 1.1, denomina-se “Lichtleiter” (do alemão, condutor de luz) e era constituído por um sistema de lentes, uma vela que funcionava como fonte de luz, um espelho de prata que permitia refletir a luz ao longo do espéculo e diversos acessórios de vários tamanhos e configurações que possibilitavam o exame a diferentes orifícios do corpo [2], [3].



Figura 1.1 “Lichtleiter” de Phillip Bozzini [3].

Este princípio foi aplicado a vários instrumentos que lhe sucederam: a existência de uma fonte de luz externa cujo feixe de luz era direcionado para o interior da cavidade anatômica a examinar, através de lentes e espelhos. Em 1853, Antonin Jean Desormeaux desenvolveu o primeiro cistoscópio¹. Este urologista francês é considerado o “pai da endoscopia” por ter sido o primeiro a utilizar um instrumento endoscópico para diagnóstico e tratamento, além de implementar o termo “endoscopia” [3].

Em 1868, Adolf Kussmaul desenvolveu e aplicou o primeiro gastroscópio [3]. Apesar da evolução que estes instrumentos proporcionaram, a sua aplicação era limitada pois a iluminação era insuficiente. A introdução da lâmpada incandescente por Thomas Edison em 1878 viria a resolver esta limitação, mas esta tecnologia só foi incorporada nos endoscópios no início do século XX [4].

A flexibilidade dos instrumentos era outro obstáculo a ultrapassar. Em 1911, Michael Hoffman mostrou que luz e imagem podem ser guiadas através de um sistema de lentes e prismas articulados. Este sistema foi posteriormente melhorado por George Wolf e Rudolf Schindler, que apresentaram em 1932 um gastroscópio semi-flexível no qual a parte inferior podia ser dobrada até um ângulo de 33° [2], [3].

Harold Hopkins, em 1954, aliou uma iluminação mais eficaz à flexibilidade no seu dispositivo, construído com fibras de quartzo flexíveis. Em 1958, Larry Curtiss e Basil Hirschowitz

¹ Instrumento endoscópico para exame do interior da bexiga.

aperfeiçoaram este sistema com a aplicação de vidro de elevada qualidade e transparência, criando assim o primeiro endoscópio flexível de fibra ótica (Figura 1.2) [2–4].



Figura 1.2 Hirschowitz a testar o primeiro endoscópio flexível de fibra ótica [3].

A AMCI (*American Cystoscope Makers*) produziu, em 1960, o primeiro endoscópio comercializável. Porém, foi no final dos anos 70 que uma das maiores inovações da endoscopia teve lugar, o CCD (*charged-coupled device*) foi incorporado nos endoscópios [4]. Resumidamente, o CCD consiste numa matriz de fotocélulas individuais que ao receberem os fotões refletidos pela superfície da mucosa produzem eletrões proporcionalmente à quantidade de luz recebida. Deste modo, as imagens são transmitidas para um vídeo processador e posteriormente emitidas num ecrã [5]. Este progresso veio permitir uma nova era na endoscopia, possibilitando a gravação das imagens endoscópicas, e o seu posterior processamento digital [4]. Foi a partir deste ponto que nasceu a endoscopia moderna.

Os endoscópicos atuais possuem elevada qualidade de imagem, sistemas de iluminação eficientes e ainda canais adicionais com fins terapêuticos, que permitem a passagem de acessórios flexíveis, como por exemplo pinças de biópsia. A Figura 1.3 ilustra a extremidade de um endoscópio com estas funcionalidades. Assim, é possível uma intervenção eficaz nas diferentes porções do trato gastrointestinal (GI) (esófago, estômago, cólon e parte do intestino delgado) com fins diagnósticos, terapêuticos ou mesmo cirúrgicos [5], [6].

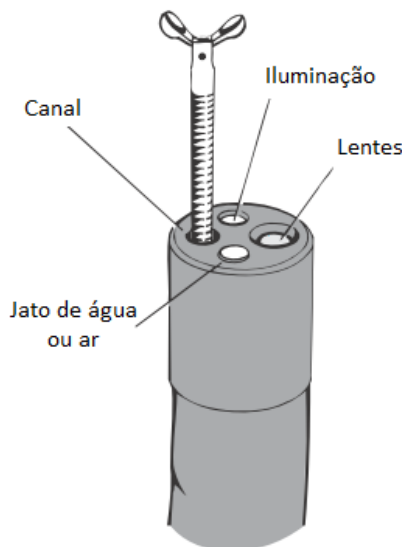


Figura 1.3 Ilustração de extremidade de um endoscópio. Adaptado de [5].

Os endoscópios são introduzidos na cavidade oral ou retal e a sua ponta direcionável é controlada através de cabos, que atravessam todo o dispositivo até ao botão de controlo, permitindo a sua orientação para as regiões de interesse [5], [6].

Contudo, a rigidez e diâmetro dos instrumentos endoscópicos (11 mm a 13 mm no caso de um colonoscópio) limitam a sua acessibilidade e tornam este tipo de procedimentos significativamente traumáticos e mal tolerados pelos pacientes. Devido ao carácter invasivo da endoscopia convencional, muitos pacientes são pouco recetivos a estes procedimentos por receio de dor ou problemas com a sedação. Por outro lado, a acessibilidade ao intestino delgado limita-se aos primeiros centímetros do jejuno e à porção terminal do íleo [6].

Apesar do progresso atingido na endoscopia digestiva, a observação da totalidade do trato GI, em particular, a maior parte do intestino delgado, permaneceu inacessível até ao início do século XXI. Gavriel Iddan e os seus colaboradores apresentaram em 2000 a primeira cápsula endoscópica (CE) capaz de captar imagens de todo o intestino delgado [7].

1.2 Endoscopia por cápsula

Em 1981, Gavriel Iddan idealizou a criação de uma câmara miniaturizada que percorresse todo o trato GI adquirindo imagens. No entanto, a tecnologia na altura não permitia a miniaturização dos componentes de modo a que o dispositivo fosse suficientemente pequeno para ser ingerido por um humano. Foi com a introdução de sensores de imagem miniaturizados, de

baixo custo e baixo consumo, baseados na tecnologia CMOS (*complementary metal oxide semiconductor*), dispositivos ASIC (*application-specific integrated circuit*) para controlo, e LEDs (*Light Emitting Diodes*) de pequenas dimensões para iluminação, que se reuniram as condições para integrar estas tecnologias numa cápsula ingerível [6], [7].

O primeiro modelo de CE foi a M2A (*Mouth to Anus*) e foi desenvolvido pela Given Imaging. A sua aplicação clínica foi aprovada em Maio de 2001 na Europa e em Agosto de 2001 foi também aprovada pela FDA (*Food and Drug Administration*) como uma ferramenta auxiliar de diagnóstico. Em 2003, foi aprovada pela FDA como diagnóstico de primeira linha para o intestino delgado [8], [9].

Esta primeira versão da CE tinha 11 x 26 mm, 3.7 gramas de peso, um sensor de imagem CMOS, LEDs brancos como fonte de iluminação, duas baterias de óxido de prata com durabilidade de aproximadamente 8 horas, um transmissor radiofrequência (RF) com transmissão a 434.09 MHz, e uma antena. O campo de visão era 140°, capacidade de ampliação de 1:8, profundidade de visão de 1-30 mm e tamanho mínimo de deteção de 0.1 mm. As imagens adquiridas a uma taxa de duas imagens por segundo eram transmitidas por sinal RF até aos sensores colocados no tórax do paciente e armazenadas no disco de armazenamento transportado à cintura. Posteriormente, este disco seria ligado ao computador com o *software* apropriado para análise das imagens [8–11]. A Figura 1.4 ilustra a constituição da CE, como descrita anteriormente.

A Given Imaging lançou posteriormente uma nova versão da CE, denominada PillCam SB2, com um novo sistema de lentes que possibilita um campo de visão de 156°, maior resolução de imagem, sistema de iluminação dinâmico, que permite uma iluminação uniforme independentemente da distância a que se encontra a mucosa e aumenta a profundidade de visão para 0-30 mm [9], [11].

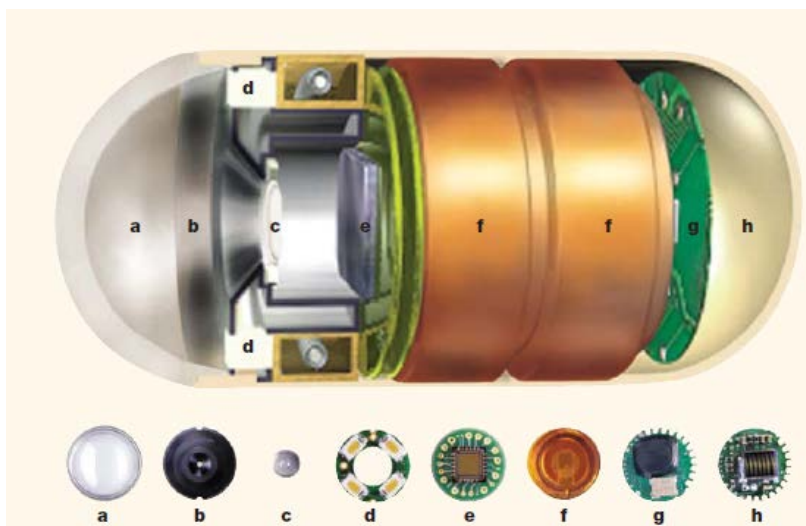


Figura 1.4 Componentes que constituem a cápsula endoscópica: (a) Redoma ótica, (b) Suporte da lente, (c) Lente, (d) LEDs Brancos, (e) Sensor de imagem, (f) Baterias, (g) Transmissor, (h) Antena [10].

Surgiram entretanto no mercado novos modelos de CE, desenvolvidos por diferentes fabricantes. A Olympus desenvolveu a EndoCapsule, aprovada pela FDA em 2007, cujas características são semelhantes às da PillCam SB2, sendo a principal diferença o sensor de imagem utilizado. Neste modelo é usado um sensor CCD, que permite uma melhor qualidade de imagem [6], [9], [12].

A MiroCam é a CE desenvolvida pela IntroMedic e é já aplicada na Europa, no entanto, ainda aguarda aprovação da FDA nos Estados Unidos da América. As suas dimensões são 11 x 24 mm, pesa 3.3 gramas, tem um campo de visão de 150° e são adquiridas três imagens por segundo por um sensor CMOS. A sua maior particularidade reside no facto de não usar transmissão por RF, na qual a transmissão dos dados através do tecido vivo para o exterior considera o corpo humano como não-condutor. No entanto, os materiais iónicos e os eletrões livres bloqueiam o sinal e atenuam a sua energia. Na cápsula MiroCam o corpo humano é usado como semicondutor, no qual pode ser induzido campo elétrico e consequentemente é gerada corrente, apesar do corpo ter baixa condutividade comparativamente com um metal. Deste modo, a MiroCam não necessita de uma antena para a transmissão. Na superfície da cápsula existem dois contactos de ouro que funcionam como transmissor e no corpo do paciente são colocados elétrodos para receção dos dados. Este tipo de comunicação reduz o consumo de energia, aumentando assim o tempo de vida da bateria para aproximadamente 11 horas, o que traz benefícios ao nível da visualização completa do intestino delegado [6], [9], [11], [13].

A cápsula OMOM, desenvolvida pelo grupo Jianshan Science and Technology, está disponível na Europa e China. As suas características são: 13 x 27.9 mm, 6 gramas de peso, transmissão por RF e sensor de imagem CCD. A taxa de aquisição varia ao longo do exame entre 0.5 a 2 imagens por segundo [6], [9], [14].

A CapsoVision concebeu a CapsoCam SV1, que possui características únicas relativamente aos restantes modelos de CE e é já distribuída na Europa, Índia e Austrália. Este dispositivo possui um campo de visão de 360°, conseguido com quatro câmaras, cada uma com uma taxa de aquisição de 5 imagens por segundo (20 imagens por segundo no total) durante as primeiras duas horas do exame, e de 3 imagens por segundo (12 imagens por segundo no total) no tempo restante. A iluminação do trato GI é conseguida com 16 LEDs de cor branca e é ajustada de acordo com a distância da cápsula à mucosa. A aquisição de imagens só é feita quando a CE se encontra em movimento, de forma reduzir o consumo de energia, e estas são armazenadas dentro do próprio aparelho, sendo portanto necessário recolher a cápsula após sair do organismo para que seja ligada por USB (*Universal Serial Bus*) ao computador com *software* próprio para analisar as imagens. As suas dimensões são 11.3 x 31 mm [9][15].

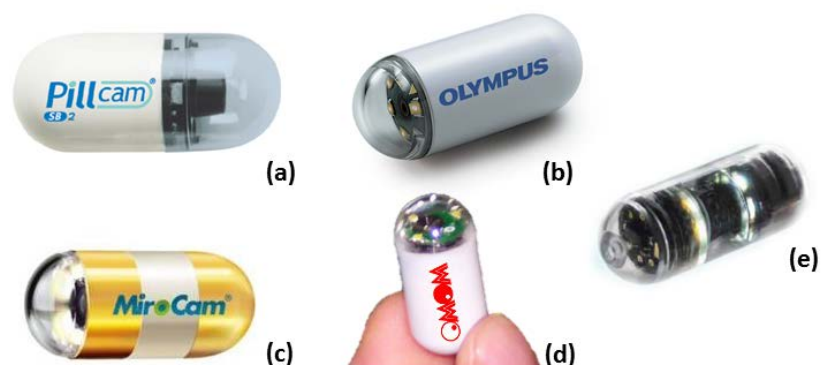


Figura 1.5 Cápsulas endoscópicas atualmente no mercado para avaliação do intestino delgado: (a) PillCam SB2, (b) EndoCapsule, (c) MiroCam, (d) OMOM, (e) CapsoCam SV1

As cápsulas descritas estão apresentadas na Figura 1.5. Estão disponíveis comercialmente e são indicadas para a avaliação do intestino delgado. O procedimento para a realização deste exame passa pela preparação do paciente que é aconselhado a jejuar nas 12h que antecedem a ingestão da CE. Diversos estudos aconselham a preparação do intestino através da ingestão de polietileno glicol de forma a permitir uma melhor visualização [9], [11], [16]. Ao contrário da

Introdução

endoscopia convencional, não é necessário interromper a terapia com anticoagulantes, já que não existe o risco de perfuração da mucosa [10].

Os recetores de sinal RF (antenas por enrolamento) são colocados no abdómen do paciente e a CE é ingerida com água. Posteriormente, o paciente pode retornar à sua rotina diária, sendo aconselhado a evitar a exercício físico intenso, registar quaisquer sintomas abdominais e verificar o correto funcionamento da luz intermitente existente no cinto, que significa a existência de um bom sinal de receção das imagens. Duas horas após a ingestão da CE, o paciente pode ingerir líquidos e após quatro horas pode ingerir uma refeição ligeira. No final de oito horas o paciente deve regressar ao hospital para retirar os receptores de sinal e para que as imagens sejam retiradas do disco de armazenamento e analisadas. A CE é expelida naturalmente pelo organismo após 24 a 48 horas [10], [11].



Figura 1.6 Ilustração do procedimento do exame endoscópico por cápsula. A colocação dos recetores é específica do tipo de exame a realizar para melhor aquisição do sinal. Este é posteriormente enviado para o disco de armazenamento que o paciente transporta à cintura.

A realização do exame ao intestino delgado com CE tem utilidade clínica em várias patologias, principalmente na deteção de hemorragia gastrointestinal oculta, ou seja, hemorragia cuja causa não foi detetada pelos métodos convencionais de endoscopia. Foi já comprovado que a CE tem elevadas taxas de deteção para esta doença [8], [9], [11]. Outra das principais indicações da CE do intestino delgado é a doença de Crohn, que é uma doença inflamatória crónica que se pode manifestar em qualquer parte do trato GI, mas em cerca de um terço dos pacientes

manifesta-se apenas no intestino delgado. A utilidade clínica da CE na deteção da doença de Crohn tem sido demonstrada já que as imagens obtidas permitem identificar alterações da mucosa, indicativas desta patologia e permite ainda a definição da distribuição local e gravidade da doença [9], [11], [17], [18]. Os tumores e pólipos intestinais são outras das patologias em que a CE tem revelado grande potencial de deteção, mesmo quando o exame é realizado por outras razões [9], [11].

Atualmente a aplicação da CE alargou-se ao esófago e cólon. A Given Imaging lançou os modelos PillCam ESO e PillCam COLON, apresentadas na Figura 1.7, que se caracterizam por terem dois sensores de imagens distintos, em cada uma das extremidades.

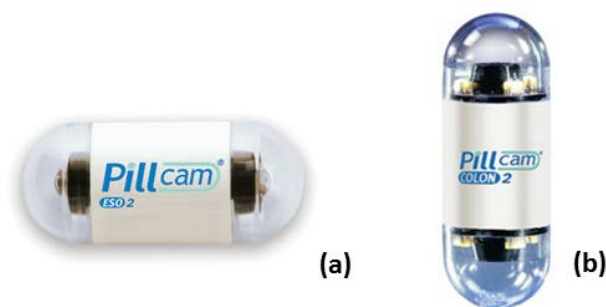


Figura 1.7 PillCam ESO e PillCam COLON para avaliação do esófago e intestino grosso, respetivamente.

A PillCam ESO foi aprovada pela FDA em 2004 e tem uma taxa de aquisição de 14 imagens por segundo. A segunda geração desta CE, a PillCam ESO2 tem uma maior taxa de aquisição, 18 imagens por segundo, para compensar a rápida passagem pelo esófago e a sua bateria dura apenas 20 minutos. Para a realização deste exame o paciente deve jejuar por duas horas. O protocolo para ingestão da CE é específico com o intuito de aumentar o tempo de passagem pelo esófago. Assim, o paciente deve deitar-se sobre o seu lado esquerdo e beber pequenos goles de água a cada 15 segundos durante os 3 minutos que seguem a ingestão da CE. Esta tecnologia não é uma inovação no acesso ao esófago, que pode ser observado pela endoscopia convencional, no entanto esse processo é invasivo e nem sempre bem tolerado pelos pacientes. Nesta perspetiva, a cápsula esofágica é uma boa alternativa para o rastreio de patologias como esófago de Barrett ou refluxo gastro-esofágico [6], [11], [17], [19], [20].

A PillCam COLON foi lançada em 2006 com o intuito de permitir o rastreio de cancro no cólon, mas ainda não tem aprovação da FDA. É o modelo de CE da Given Imaging com maiores dimensões, 11 mm × 31 mm e adquire 4 imagens por segundo quando não está em movimento e 35 imagens por segundo, quando se move no trato GI. Para preservar o tempo de vida da bateria,

Introdução

esta cápsula desliga-se cinco minutos após ser ingerida e reativa-se duas horas depois para adquirir imagens do cólon, aumentando assim a sua autonomia para 10 horas. De forma a obter imagens com boa qualidade e a permitir uma boa mobilidade da cápsula no cólon o paciente deve fazer a preparação devida, semelhante ao que acontece numa colonoscopia [6], [9], [11].

A Tabela 1.1 resume as características das CEs disponíveis na atualidade.

Tabela 1.1 Especificações das cápsulas endoscópicas disponíveis comercialmente.

	PillCam SB2	PillCam ESO2	PillCam COLON2	EndoCapsule	MiroCam	OMOM	CapsoCam SV1
Fabricante	Given Imaging	Given Imaging	Given Imaging	Olympus	IntroMedic	Jianshan Science and Technology	CapsoVision
Dimensões (mm)	11 x 26	11 x 26	11 x 31	11 x 26	11 x 24	13 x 27.9	11.3 x 31
Peso (gramas)	3.4	-	-	3.8	3.3	6	-
Campo de visão (°)	156	169	156	145	150	140±10	360
Imagens por segundo	2	18	4-35	2	3	0.5-2	12-20
Autonomia	9 h	20 min	10 h	8 -10h	11h	8 h	15 h
Sensor de imagem	CMOS	2 x CMOS	2 x CMOS	CCD	CMOS	CCD	-
Resolução (pixels)	256 x 256	256 x 256	256 x 256	1920 x 1080	320 x 320	-	-
Modo de transmissão	RF	RF	RF	RF	Propagação de campo elétrico	RF	USB
Iluminação	4 LEDs Brancos	2 x 4 LEDs Brancos	2 x 4 LEDs Brancos	6 LEDs Brancos	6 LEDs Brancos	6 LEDs Brancos	16 LEDs Brancos

O exame por CE é seguro, no entanto existem algumas contraindicações. A CE não deve ser administrada a pacientes com suspeita de obstrução GI, estenoses ou distúrbios de deglutição por existir risco de retenção da cápsula, o que pode levar a obstrução intestinal e à necessidade de cirurgia para a sua remoção. Com o intuito de minimizar este risco, a Given Imaging lançou o Agile Patency System. Esta cápsula de patência foi aprovada pela FDA em 2006, tem as mesmas dimensões de uma CE (11 x 26 mm) e consiste numa cápsula solúvel com um identificador RF que permite reconhecer a sua localização. Caso alguma estenose impeça o movimento normal da cápsula pelo trato GI, é possível descobrir qual o local exato da obstrução e passados dois a três

dias a cápsula começa a dissolver-se devido à ação enzimática, permitindo que os pequenos fragmentos sejam expelidos naturalmente [9], [11], [19]. No caso de o paciente ter algum tipo de dispositivo eletrónico implantado, como por exemplo um *pacemaker* cardíaco, a utilização da CE está contraindicada devido ao risco de interferência mútua entre o sinal e o aparelho. No entanto, existem estudos que concluem que esta interferência não se verifica [6], [9], [12]. A CapsoCam SV1, descrita anteriormente, não está contraindicada nestes casos [15]. Não é aconselhada a realização de endoscopia por CE durante a gravidez já que a segurança do procedimento nestas condições não foi ainda assegurada [8], [11]. Dado que a CE contém metal, não é recomendada a realização de exames de ressonância magnética até que a cápsula seja expulsa do organismo [12].

Este procedimento também apresenta algumas limitações. A qualidade das imagens adquiridas pela CE é, atualmente, inferior à dos endoscópios convencionais, o que se traduz numa maior dificuldade de visualização de alterações da mucosa GI [21]. Os dispositivos disponíveis comercialmente movimentam-se ao longo do trato GI graças aos movimentos peristálticos naturais do organismo, não sendo possível o controlo da sua posição. Desde modo, ao contrário do que acontece com a endoscopia convencional, a CE permite apenas a visualização da mucosa, sem a possibilidade de intervenção para tratamento ou biopsia.

A realização de biopsias com a CE não é, hoje em dia, viável. A realização de uma biopsia padrão requer que sejam recolhidas, aproximadamente, dez amostras de tecido da região a examinar (2-3 mm³) e que a análise seja realizada num período de uma a duas horas [6]. Portanto, a biopsia com a CE seria um processo complexo que envolvia a necessidade de visualização em tempo real, controlo remoto do seu posicionamento, ativação externa do módulo de biopsia e capacidade de armazenamento dos tecidos recolhidos para posterior análise.

Por outro lado, existem técnicas óticas de diagnóstico que permitem a obtenção de informação sobre a mucosa GI, de forma não invasiva. A aplicação deste tipo de “biopsia ótica” à endoscopia por cápsula acrescentaria enorme potencial de diagnóstico a este dispositivo.

1.3 Técnicas óticas de diagnóstico

A iluminação da mucosa GI com luz branca permite visualizar o seu aspeto real, pois a luz visível é refletida pela sua superfície. Existem, no entanto, técnicas que tiram partido das diferentes formas de interação da luz com os tecidos e permitem a obtenção de informações morfológicas, estruturais ou mesmo bioquímicas acerca da mucosa e assim possibilitam um

diagnóstico em tempo real de forma não invasiva. Estas técnicas são muitas vezes designadas por “biopsia ótica” por fornecerem informações que de outra forma só seriam obtidas através de uma análise histológica [22], [23].

1.3.1 Interação da luz com os tecidos biológicos

A interação da luz com os tecidos depende da sua constituição molecular, vascularização e organização morfológica. Quando existe alguma patologia, estas características alteram-se e a luz tem um comportamento diferente daquele que é observado no tecido normal. É com base neste conceito que as técnicas óticas permitem detetar patologias na mucosa GI [22], [24].

Ao incidir sobre a mucosa, parte da luz vai ser refletida enquanto a restante vai penetrar no tecido e sofrer diferentes alterações devido aos seus constituintes. Estes podem causar dispersão, absorção ou fluorescência[24], [25].

A dispersão é a interação predominante e ocorre quando os fótons de luz alteram a sua direção de propagação devido aos diferentes índices de refração² dos constituintes do tecido, tais como as células, os seus núcleos, mitocôndrias ou fibras de colagénio. A dispersão pode ser simples ou múltipla, e neste último caso diz-se que a luz sofre reflexão difusa. A luz que sofre dispersão múltipla penetra mais profundamente nos tecidos e permite obter mais informações sobre o mesmo [25].

Acontece absorção sempre que uma molécula absorve a luz sem que exista qualquer reemissão. Tal ocorre quando as moléculas e átomos dos tecidos absorvem a luz incidente, convertendo-a em energia interna. Moléculas com diferentes estruturas absorvem diferentes comprimentos de onda da luz incidente, portanto o espectro de absorção do tecido depende do tipo de moléculas absorventes predominantes, designadas por cromóforos. O maior cromóforo na gama da luz visível é a hemoglobina [24], [25].

A fluorescência ocorre quando uma molécula absorve luz e a reemite num comprimento de onda superior. Isto acontece porque, quando as biomoléculas absorvem luz, os eletrões são excitados para níveis energéticos superiores e ao voltar ao seu nível de energia inicial dá-se a emissão de fluorescência a comprimentos de onda superiores [22], [25].

A Figura 1.8 ilustra estes fenómenos de interação da luz com os tecidos.

² O índice de refração de um meio define-se como a razão entre a velocidade da luz em vácuo e a velocidade da luz nesse meio.

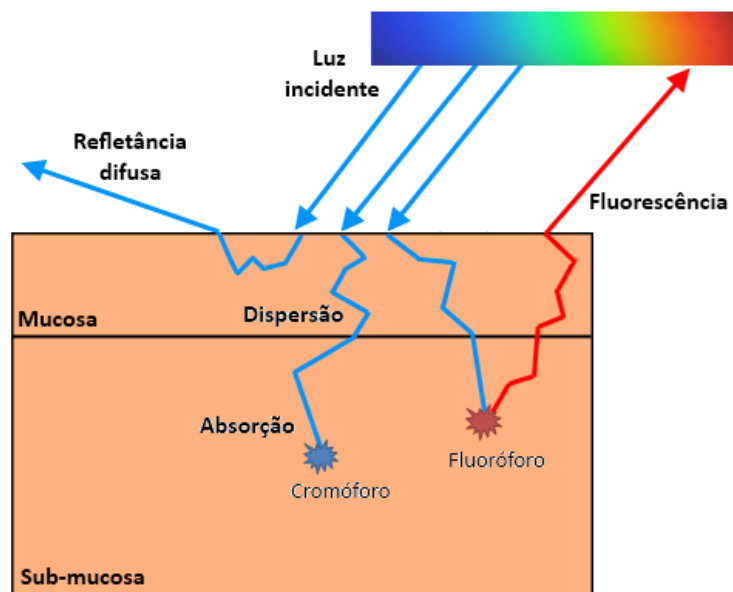


Figura 1.8 Ilustração esquemática da interação da luz com os tecidos.

1.3.2 Princípios óticos das principais técnicas

As diferentes técnicas óticas de diagnóstico têm princípios distintos e aplicam luz com comprimento de onda específico para a visualização de diferentes estruturas, já que o nível de penetração nos tecidos aumenta com o comprimento de onda aplicado [26]. A Tabela 1.2 resume as diferentes técnicas óticas de diagnóstico, os comprimentos de onda aplicados, o tipo de interação com o tecido e a sua aplicação no diagnóstico.

Tabela 1.2 Resumo das técnicas óticas de diagnóstico e a sua aplicação no diagnóstico

Método	Tipo de iluminação	Interação luz-tecido	Aplicação clínica
Endoscopia de Fluorescência	UV ou luz visível de baixo comprimento de onda	Fluorescência	Composição biomolecular
Tomografia de coerência ótica	Luz de baixa coerência, próxima do infravermelho	Reflexão	Avaliação histopatológica
Endomicroscopia confocal	Variável com a profundidade de detecção desejada	Reflexão ou fluorescência	Avaliação histopatológica
Espectroscopia de dispersão elástica	Luz Branca	Dispersão simples	Avaliação morfológica subcelular
Espectroscopia de Raman	Próxima do infravermelho	Dispersão não-elástica	Composição biomolecular
<i>Narrow Band Imaging</i>	Luz visível na gama azul e verde	Absorção	Padrão vascular

A **endoscopia de fluorescência** tira partido da propriedade de fluorescência dos tecidos, que pode ser intrínseca (autofluorescência) ou induzida por agentes externos. A mucosa é iluminada por luz ultravioleta (UV) ou luz visível de baixo comprimento de onda, provocando a emissão de fluorescência por determinadas biomoléculas (fluoróforos). Os principais fluoróforos naturais são o colagénio, o NADH (nicotinamida adenina dinucleotídeo na forma reduzida), o FAD (dinucleótido de flavina e adenina) e as porfirinas. Estes elementos biológicos são excitados por diferentes comprimentos de onda e emitem fluorescência com comprimentos de onda distintos. As diferenças da fluorescência emitida pela mucosa normal e doente devem-se às alterações de concentração e distribuição destes componentes. Podem ser administrados fármacos específicos para induzir fluorescência, que consistem em biomoléculas que se acumulam nas células neoplásicas aumentando assim a especificidade da deteção e a intensidade da fluorescência [22–26].

A **tomografia de coerência ótica** permite que sejam obtidas em tempo real imagens dos tecidos em corte transversal, de forma semelhante à ultrassonografia, mas aplicando interferometria de baixa coerência³. A iluminação da mucosa é feita com luz próxima do infravermelho, sendo que parte da luz incide sobre o tecido e outra parte é direcionada para um espelho de referência. A luz refletida pelo espelho e pela mucosa é posteriormente recombinada e detetada. Utilizando uma fonte de luz com um comprimento de coerência limitado, é produzido um sinal de interferência apenas quando a distância percorrida pela luz em ambos os percursos é aproximadamente a mesma. A intensidade do sinal depende da quantidade de luz refletida pelas microestruturas do tecido a uma profundidade determinada pela posição do espelho ajustável. A elevada resolução desta técnica permite a identificação de características microscópicas como vilosidades, glândulas, criptas, agregados linfáticos e vasos sanguíneos [22], [23], [26], [27].

A **endomicroscopia confocal** permite a aquisição de imagens de elevada resolução de microestruturas celulares e sub-celulares através da eliminação de fótons fora do plano focal. A iluminação é feita através de um orifício e focada numa determinada profundidade do tecido a analisar e a luz refletida pelo tecido é reorientada para o sistema de deteção pela mesma lente. Esta só é detetada quando passa através do orifício, enquanto a luz refletida e dispersa noutros ângulos é excluída da deteção. Este método permite assim assinalar características morfológicas dos tecidos e células, assim como detetar alterações bioquímicas e moleculares, permitindo quase um

³ Existe coerência quando todas as ondas dos fótons que compõem o feixe estão em fase [22].

exame histológico da camada superficial do tubo digestivo. Podem ser obtidas imagens de diferentes secções variando a posição axial do plano focal. A endomicroscopia confocal pode ser usada para obter imagens baseadas na fluorescência dos fluoróforos naturais ou externos, assim como na luz refletida pelos tecidos. A profundidade máxima da análise depende do comprimento de onda de excitação, as propriedades óticas do tecido, e a eficiência da detecção. Usando, por exemplo, iluminação de 488 nm podem ser obtidas imagens entre 100 a 300 μm de profundidade [22], [26], [28].

A **espectroscopia de dispersão elástica** baseia-se na medição da intensidade dos fótons de luz que sofrem dispersão sem alteração do seu comprimento de onda, fornecendo assim informação micro-estrutural sobre a mucosa. No entanto, o espectro de refletância contém luz que sofreu dispersão simples e refletância difusa, sendo necessário subtrair a refletância difusa do espectro detetado. Após esse processo é possível detetar os fótons que sofreram dispersão causada pelos núcleos das células epiteliais e relacionar este espectro com o tamanho e distribuição dos núcleos no epitélio, de forma a detetar patologias relacionadas estas alterações [22], [24–26].

Na técnica de **espectroscopia de Raman** a mucosa é iluminada com luz próxima do infravermelho e é medida a alteração de frequência e intensidade da luz que sofre dispersão não-elástica. Enquanto na dispersão elástica, já referida, existe apenas redirecionamento dos fótons sem alteração da energia ou comprimento de onda, no caso da dispersão não-elástica parte da energia da luz incidente é convertida em energia interna da molécula que provoca a dispersão. Deste modo a energia do fóton diminui e conseqüentemente o seu comprimento de onda aumenta. A medição do espectro de dispersão de Raman permite deduzir a composição molecular da mucosa já que cada molécula tem um padrão espectral de Raman único. Este tipo de espectroscopia é mais específica e do que a fluorescência ou refletância, no entanto o sinal da dispersão de Raman é mais fraco e pode ser disfarçado por outros efeitos [25–27].

Narrow Band Imaging (NBI) é outra técnica ótica de diagnóstico do trato GI, que permite a visualização de padrões vasculares indicativos de patologias da mucosa. O aumento da vascularização é uma indicação de infeção, ou mesmo de neoplasia, e portanto a sua visualização permite inferir sobre o estado patológico da mucosa. A iluminação é feita em comprimentos de onda específicos com picos de emissão nos 415 e 540 nm, que são os picos de absorção de luz da hemoglobina e assim a imagem obtida apresenta com distinção os vasos epiteliais e sub-epiteliais. Esta técnica vai ser apresentada com maior detalhe no sub-capítulo 1.3.3 pois é aquela que é objeto de estudo desta dissertação.

As técnicas de biopsia ótica não substituem totalmente a biopsia convencional, permitem, no entanto, a detecção de tecido patológico de forma precisa, eficiente, não invasiva e a custo reduzido.

1.3.3 Narrow Band Imaging

O sistema de iluminação NBI surgiu da necessidade de detetar alterações prematuras da mucosa, com o objetivo de obter diagnósticos precisos e permitir um tratamento atempado. A aplicação de bandas espectrais específicas que são fortemente absorvidas pela hemoglobina permite realçar os vasos subjacentes na mucosa, que apresentam diferentes padrões na presença de patologias.

O primeiro sistema endoscópico, comercialmente disponível, com iluminação NBI surgiu em 2005 e foi desenvolvido pela Olympus Medical Systems. Hoje em dia, existem dois modelos diferentes com formas de funcionamento distintas: um deles tem um sistema de iluminação RGB (red-green-blue) sequencial que utiliza três filtros óticos de banda larga que cobrem todos os comprimentos de onda do espectro visível (dos 400 aos 700 nm aproximadamente) e permitem iluminar a mucosa alternadamente para cada uma das bandas; o outro usa um CCD com pequenos filtros de cor em cada *pixel*. A fonte de luz é uma lâmpada de xénon em ambos os modelos [29–31].

Para a criação de imagens NBI é aplicado um filtro que divide a luz emitida pela lâmpada de xénon de forma a criar iluminação com bandas estreitas e picos de emissão espectral nos 415 e 540 nm, como ilustra a Figura 1.9. No modelo com sistema de iluminação RGB sequencial o filtro é colocado entre a fonte de luz e o filtro RGB e desta forma a iluminação passa apenas nos filtros B e G. No outro modelo o filtro é colocado no percurso da luz branca e deste modo são produzidas duas imagens, uma azul e outra verde. Contudo, para criar uma imagem a cores são necessárias três imagens para serem acondicionadas nos canais R, G e B do CCD e assim, o feixe de 415 nm é atribuído aos canais B e G, para que os vasos sanguíneos na superfície da mucosa sejam representados com uma cor acastanhada, e o feixe de 540 nm é atribuído ao canal R de modo que os vasos mais profundos surjam em ciano [29–31].

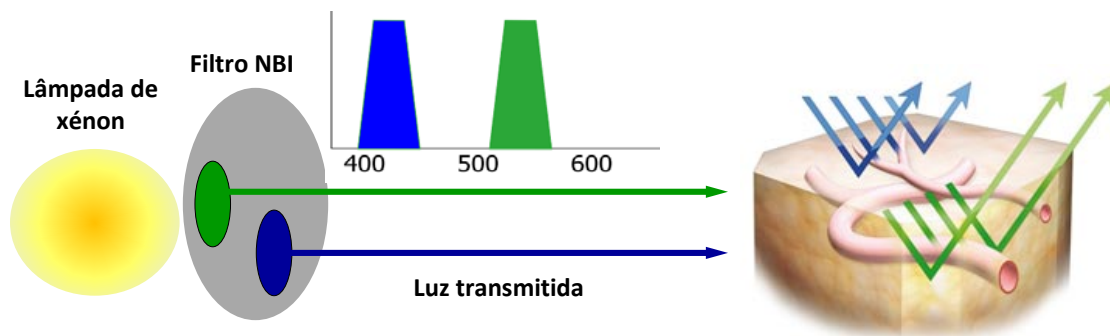


Figura 1.9 Esquema do sistema de iluminação NBI e a sua interação com os vasos.

Os comprimentos de onda aplicados nesta técnica relacionam-se com absorção da luz da hemoglobina. Os fótons com comprimento de onda mais curto, na parte azul do espectro (415 nm), permitem a obtenção de uma imagem mais superficial da mucosa onde se observa a rede de capilares superficiais. Este comprimento de onda corresponde ao maior pico de absorção de luz da hemoglobina. As estruturas com um elevado conteúdo de hemoglobina, ou seja, os vasos sanguíneos, absorvem a luz neste comprimento de onda e assim aparecem mais escuras, criando maior contraste com a mucosa envolvente que surge mais brilhante refletindo a luz. A luz verde (540 nm) possibilita uma penetração mais profunda e corresponde a um pico secundário de absorção de luz da hemoglobina. Portanto, com iluminação neste comprimento de onda são exibidos os vasos subepiteliais [29], [30], [32]. Considerando que as lesões pré-cancerígenas se desenvolvem na camada mais superficial da mucosa GI alterando a estrutura dos vasos sanguíneos nesta zona, a aplicação de comprimentos de onda superiores, na gama no vermelho, não traria vantagens a nível de diagnóstico [29].

No caso de surgir sangramento durante o exame endoscópico, este surgirá a preto na imagem NBI, pois a luz nos comprimentos de onda aplicados é totalmente absorvida pelo sangue, ou seja não há reflexão da luz [29].

Nos modelos da Olympus, o filtro azul tem, como mencionado, o seu pico de transmissão espectral nos 415 nm e uma largura de banda de aproximadamente 30 nm, atingindo uma penetração média nos tecidos de 0.17 mm. No caso do filtro verde a iluminação centra-se nos 540 nm, com largura de banda de 20 nm e penetração de 0.24 mm. [30]

Não existem procedimentos especiais de preparação ou sedação do paciente, nem há necessidade de administração de fármacos para aumentar o contraste das estruturas a analisar como noutras técnicas [30], [33]. Não há registo de qualquer tipo de complicações associadas ao uso deste sistema de iluminação e o exame endoscópico com iluminação branca pode ser

Introdução

alternado com NBI pressionando um botão, que ativa a colocação do filtro passa banda sobre a fonte de luz [32].

Na fase de crescimento dos tumores o número de capilares na camada superficial da parede GI aumenta para fornecer nutrientes que permitem o desenvolvimento das células tumorais [34]. Ao permitir investigar a esta neovascularização, o NBI torna-se o método mais eficaz na detecção de lesões pré-malignas que precedem o aparecimento do tumor [33]. Assim, este tipo de iluminação traz inúmeras vantagens na avaliação de várias patologias:

- Utilidade na classificação de padrões caraterísticos do esófago de Barrett, doença caraterizada pela alteração das células da porção inferior do esófago, permitindo qualificar o grau da patologia [35]
- A avaliação da colite ulcerosa mostrou-se eficaz com este sistema de iluminação, possibilitando a classificação e orientação na biopsia [36]
- Permite a caraterização em tempo real da histologia de pólipos [37], [38].

A Figura 1.10 ilustra as diferenças observadas nas imagens endoscópicas obtidas com iluminação branca e com NBI. Determinadas lesões tornam-se mais perceptíveis quando iluminadas nestes comprimentos de onda e no caso dos pólipos é possível observar a existência de um padrão particular.

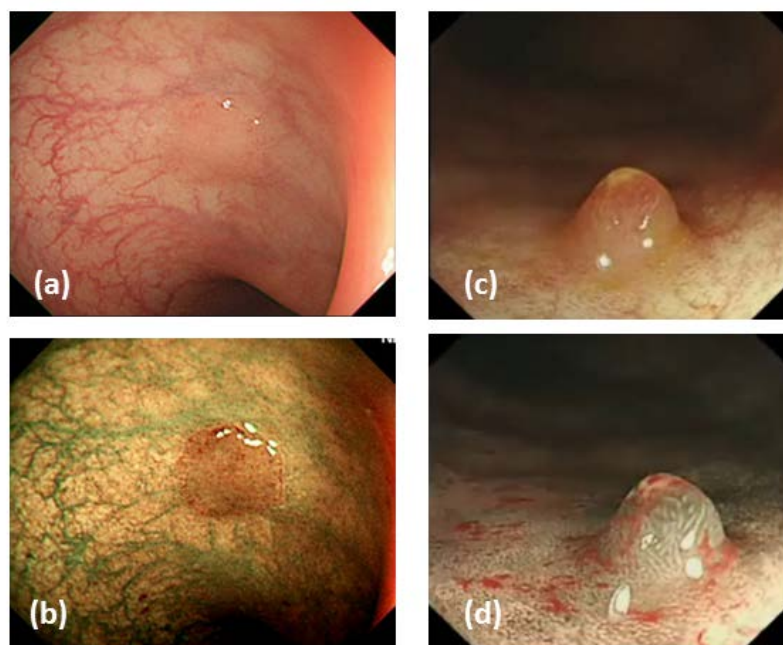


Figura 1.10 Visualização de patologias sem e com NBI. Adenoma do cólon iluminado com luz branca (a) e com NBI (b). Pólipo inflamatório no cólon sob iluminação branca (c) e sob iluminação NBI (d).

No caso particular da caracterização de pólipos, tal é conseguido através da correlação entre padrões pré-estabelecidos e o padrão apresentado pelo pólipo a avaliar. A classificação dos padrões endoscópicos é útil na avaliação dos tumores colorectais pois possibilita a diferenciação do diagnóstico entre pólipos malignos e não-malignos assim como permite prever o grau de invasão do tumor [37]. Com esta classificação em tempo real podem ser evitados procedimentos desnecessários, tais como a biopsia ou remoção de pólipos não-malignos, o que trás maior eficiência ao procedimento e reduz o tempo, custo e complicações associadas. No entanto, os padrões de classificação ainda não estão normalizados e os estudos atuais diferem no tipo de avaliação realizada, sendo portanto necessário criar um método de classificação único para alargar este tipo de diagnóstico [38].

1.4 Motivação e Objetivos

A evolução da endoscopia fez-se de pequenos avanços, onde o aparecimento da CE foi um marco para o futuro deste tipo de diagnóstico. Ao permitir um exame indolor e não invasivo de todo o trato GI, este método de diagnóstico veio revolucionar a endoscopia. Contudo, a sua aplicação tem ainda várias limitações, entre as quais a impossibilidade de realização de biopsias, o que restringe a sua aplicabilidade.

A aplicação de técnicas óticas de diagnóstico pode ser uma forma de contornar esta limitação, pois é possível obter informação morfológica adicional de forma precisa, não invasiva e a baixo custo. De entre as técnicas apresentadas, o NBI é aquela com maior potencial para aplicação na CE, por não necessitar de procedimentos especiais de preparação do paciente, nem de administração de fármacos específicos para a obtenção das imagens pretendidas. Por outro lado, o tipo de iluminação necessária para obter imagens da vascularização pode ser obtido de forma simples e facilmente integrada na CE. A junção das vantagens inerentes ao diagnóstico por cápsula com a possibilidade da distinção nítida do padrão vascular traz grandes vantagens na identificação de diversas patologias que, de outra forma, seriam praticamente impercetíveis.

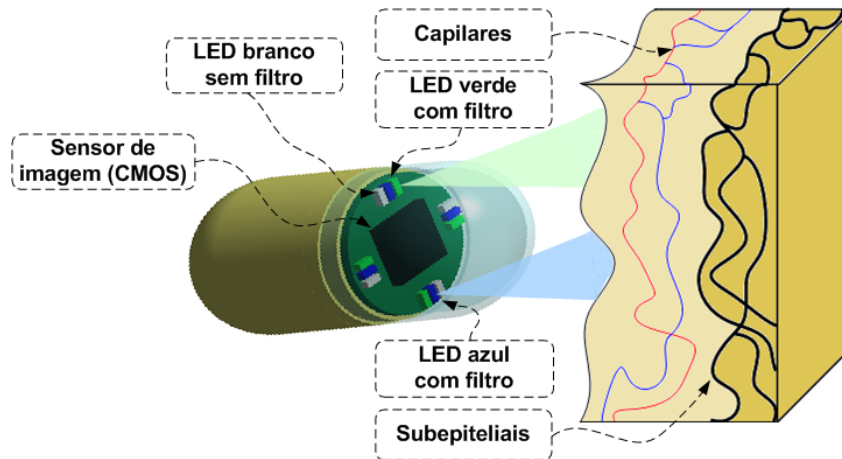


Figura 1.11 Representação da CE com novos LEDs e os filtros óticos para o sistema de NBI [39].

Deste modo, o objetivo desta dissertação é desenvolver um sistema de iluminação NBI aplicável à CE, tal como ilustrado na Figura 1.11. A obtenção deste sistema passa pela alteração das fontes de luz branca da CE por fontes verdes e azuis específicas e a simulação, fabrico e caracterização de filtros óticos, que permitem obter a iluminação na banda espectral do NBI. O objetivo final é a integração das novas fontes de luz e filtros óticos na CE. Na Figura 1.12 é apresentado um dos filtros produzidos.

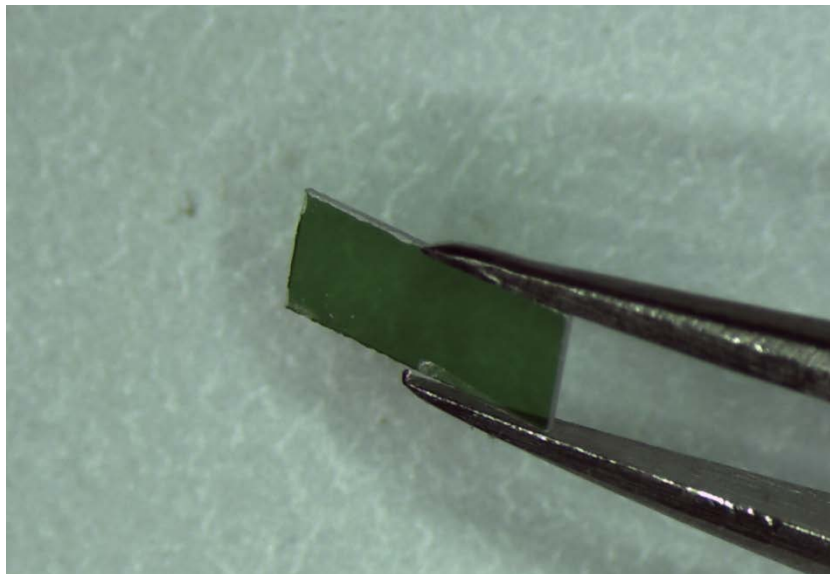


Figura 1.12 Filtro ótico verde sobre um substrato de vidro.

1.5 Organização da dissertação

No presente capítulo foi feita uma introdução à endoscopia convencional, assim como o estado da arte da endoscopia por cápsula. Foram também apresentadas diferentes técnicas óticas de diagnóstico, sendo descrita com maior detalhe o funcionamento daquela que é o objeto de estudo desta dissertação, o NBI.

O segundo capítulo refere-se ao estudo do sistema de iluminação da CE, as fontes de luz necessárias para obtenção de NBI e análise do princípio de funcionamento e simulação dos filtros óticos.

No terceiro capítulo é descrito o processo de fabrico dos filtros óticos assim como o corte e ajuste dos mesmos à CE.

O quarto capítulo integra os resultados da caracterização estrutural e ótica dos filtros construídos.

Finalmente, no quinto capítulo são apresentadas as conclusões do trabalho executado e também as perspectivas futuras que permitiriam otimizar o sistema construído.

2 Adaptação da iluminação da cápsula endoscópica

Neste capítulo é analisada a luz branca existente nas CEs convencionais e são apresentadas alternativas para a obtenção de iluminação na gama espectral do NBI. É feita a caracterização de novos LEDs, sendo analisadas também as propriedades dos filtros óticos, a sua estrutura e simulação de modo a ajustar a iluminação de LEDs verdes e azuis para os comprimentos de onda pretendidos.

2.1 Iluminação com luz branca da cápsula endoscópica

A iluminação do trato GI é um factor de grande importância num exame endoscópico. Nos vários modelos de CEs disponíveis comercialmente e apresentados no Capítulo 1 desta dissertação, a iluminação é realizada com LEDs de luz branca, que permite a perceção da cor natural da mucosa. Contudo, a obtenção de uma iluminação uniforme é especialmente difícil numa CE devido ao facto do padrão da luz dos LEDs depender da corrente administrada, localização, ângulos de projeção, irregularidade da mucosa intestinal e a luminescência dos LEDs ser diferente em diferentes ângulos [40]. Os LEDs devem ser de dimensões reduzidas, devido às limitações de espaço dentro da cápsula, mas simultaneamente capazes de providenciar iluminação com intensidade suficiente para serem obtidas boas imagens. É ainda necessário ter em conta o consumo em corrente dos LEDs pois isto limita o tempo de funcionamento da CE.

Numa primeira abordagem, foi considerada a hipótese de filtrar a luz branca dos LEDs originais da CE. A Figura 2.1 apresenta a caracterização espectral de um LED branco aplicado em CEs. Verifica-se que a emissão espectral na gama azul aplicável no NBI, em torno dos 415 nm, é muito baixa e portanto a aplicação de filtros óticos sobre estes LEDs não possibilitaria a obtenção da iluminação pretendida.

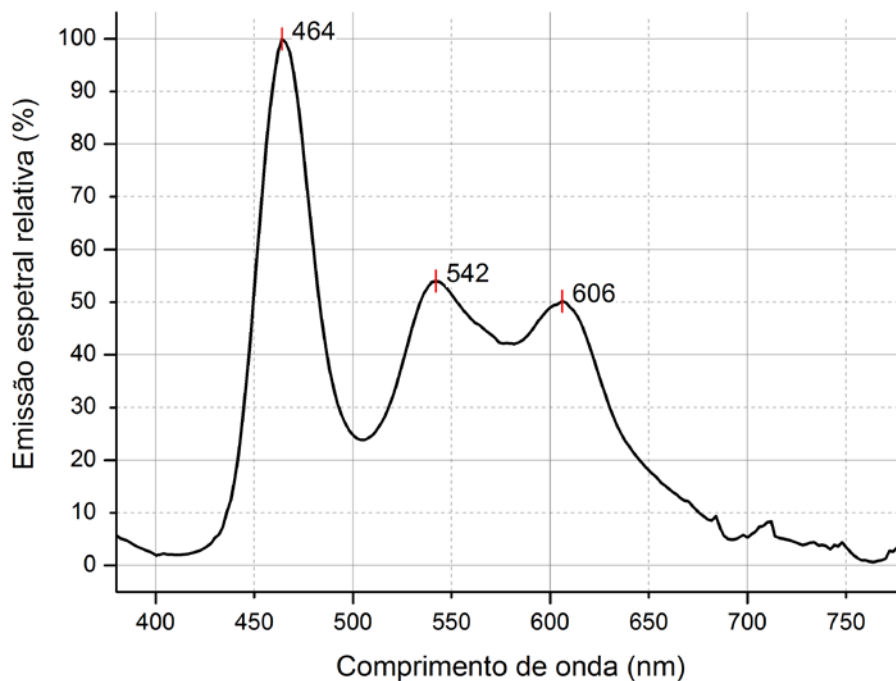


Figura 2.1 Emissão espectral relativa de um LED branco aplicado em CEs.

Foi, portanto, considerada uma nova solução, que consiste na substituição dos LEDs brancos da CE por LEDs de cor verde e azul com pico de emissão espectral na gama necessária para a iluminação NBI, que permita o realce da mucosa.

2.2 Outras fontes de luz

Na seleção de novos LEDs foram tidas em consideração várias especificações, entre as quais, dimensões reduzidas, bom ângulo de iluminação, gama espectral próxima do desejado, consumo o mais baixo possível e intensidade luminosa suficiente para iluminar o trato GI.

De entre as opções comercialmente disponíveis foram selecionados vários LEDs e após o estudo e caracterização dos mesmos foram eleitos os modelos *LT VH9G* da *OSRAM Opto Semiconductors*, para a iluminação verde e *SML Purple* da *Unique-LEDs*, para iluminação azul, ambos em tecnologia SMT (*Surface-mount technology*). Foram estes modelos que apresentaram características mais próximas do requerido, especialmente o pico de emissão espectral próximo dos 415 e 540 nm.

Os valores de comprimento de onda do pico de emissão dos LEDs foram confirmados experimentalmente, sendo obtidos os espectros ilustrados nas Figura 2.2 e Figura 2.3.

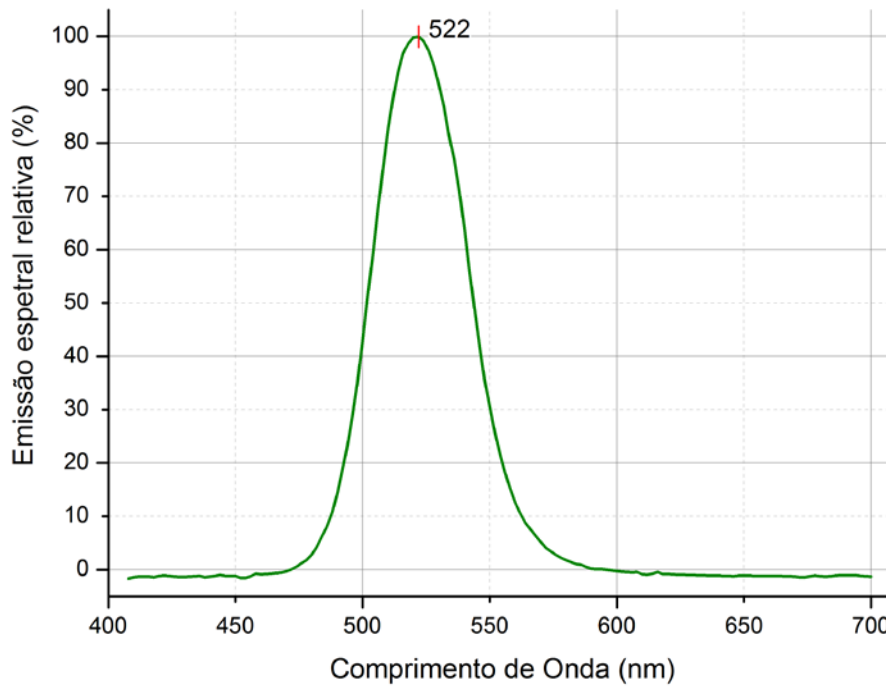


Figura 2.2 Emissão espectral relativa do LED verde vs comprimento de onda.

O pico de emissão espectral medido para o LED verde ocorre nos 522 nm e a largura de banda espectral é de 43 nm. Comparativamente, o *datasheet* do componente apresenta o pico de emissão no 525 nm e uma largura de banda de 30 nm. Estes desvios podem dever-se a diferenças no manuseamento do equipamento de obtenção das curvas de emissão espectral dos LEDs.

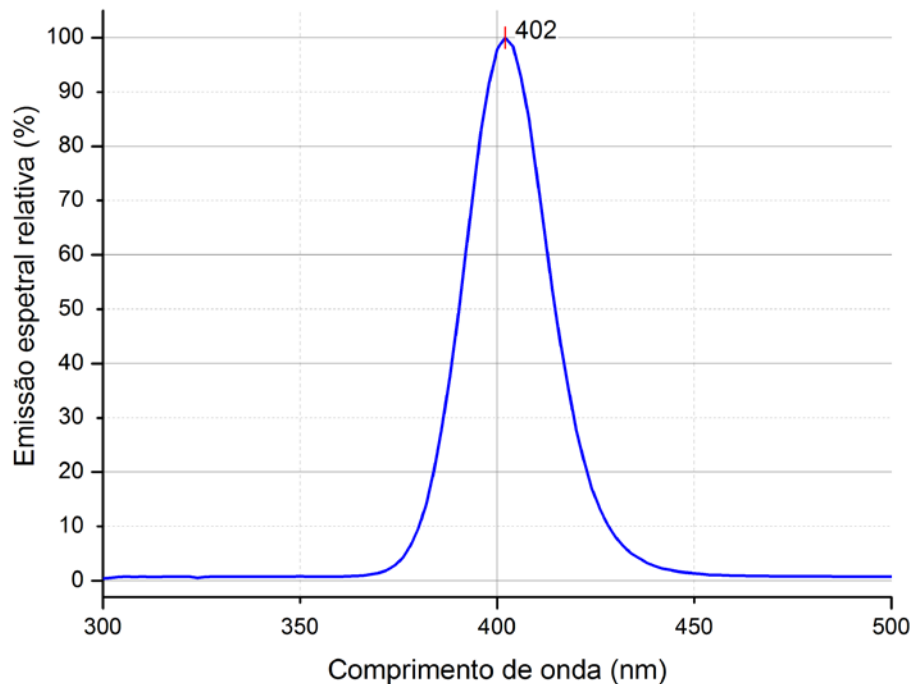


Figura 2.3 Emissão espectral relativa do LED azul vs comprimento de onda.

No caso do LED azul, o seu pico de emissão espectral situa-se no 402 nm, com uma largura de banda de 24 nm. Estes valores aproximam-se dos descritos do no seu *datasheet*.

Contudo, e apesar de terem sido selecionados LEDs com as melhores características para a aplicação pretendida, os seus picos de emissão espectral não correspondem aos picos de absorção da luz da hemoglobina.

2.3 Filtros óticos

Considerando que a iluminação dos LEDs estudados não tem o seu pico de emissão espectral nos comprimentos de onda apropriados para o NBI, foi estudada outra solução, que passa por ajustar esta iluminação através do fabrico de filtros óticos baseados em filmes finos. Estes filtros permitem reduzir a banda espectral dos LEDs e ajustar o pico de emissão para os comprimentos de onda pretendidos. Os filtros construídos baseiam-se em *etalons* de *Fabry-Perot*.

2.3.1 Propriedades óticas de um filme fino

A luz pode ser encarada como um fenômeno eletromagnético, e portanto as suas características são descritas pelas equações de Maxwell. Uma análise extensa destas equações pode ser encontrada em [41–43]. No âmbito desta dissertação são apenas abordados os conceitos essenciais para a compreensão do funcionamento dos filtros construídos e a interação da luz com os mesmos.

A interação da luz com um filme fino obedece a alguns pressupostos: a amplitude da luz refletida na interface entre dois meios é dada por $(1 - \rho)/(1 + \rho)$, onde ρ é a razão dos índices de refração (n). A refletância (razão da irradiação) é o quadrado desta quantidade; há um desvio de fase de 180° quando a refletância acontece num meio que tem menor índice de refração do que o meio adjacente e de 0° quando o meio tem maior índice de refração que o meio adjacente; quando a luz é dividida em duas componentes pela reflexão das superfícies no topo e fundo de um filme fino, estas componentes vão recombinar-se de tal modo a que a amplitude resultante será a diferença de amplitudes das componentes, no caso da mudança de fase ser de 180° (interferência destrutiva), ou a soma se a alteração de fase for 0° ou múltipla de 360° (interferência construtiva) [42].

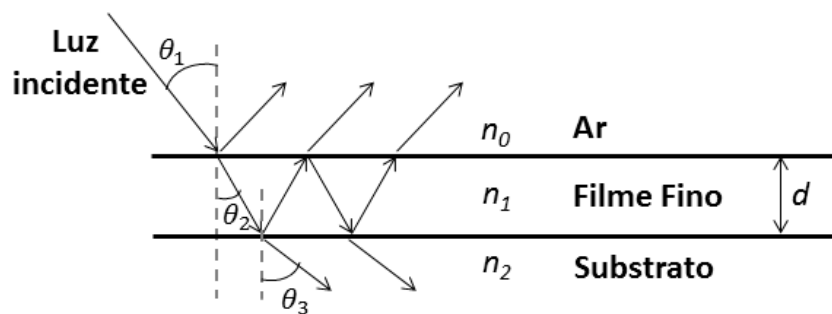


Figura 2.4 Representação da propagação de uma onda eletromagnética através de um filme fino depositado num substrato.

Na Figura 2.4 está representado esquematicamente um filme fino depositado sobre um substrato. A luz proveniente do meio de incidência sofre múltiplas reflexões e refrações entre as interfaces que separam os meios (meio incidente, filme fino, substrato). A amplitude da onda refletida é dada pela soma das contribuições dos raios refletidos para o meio de incidência. De

modo análogo, a amplitude da onda transmitida é dada pela soma algébrica das contribuições dos raios transmitidos para o substrato [43].

O desempenho espectral de um filme fino pode ser modelado pela sua matriz característica, apresentada na equação 2.1. A derivação desta matriz pode ser encontrada na bibliografia referida.

$$\begin{bmatrix} \cos \delta & \frac{\sin \delta}{n_1} \\ n_1 \sin \delta & \cos \delta \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

δ representa a alteração de fase do feixe de luz ao atravessar o filme e é dado por

$$\delta = \frac{2\pi n_1 d \cos \theta}{\lambda} \quad (2.2)$$

n_1 corresponde ao índice de refração do filme, d é a espessura do filme, θ representa o ângulo de incidência da luz e λ o comprimento de onda.

A matriz característica pode ser aplicada para relacionar as componentes de campo elétrico (E_a) e magnético (H_a) na interface incidente, com o campo elétrico (E_b) e magnético (H_b) transmitido, através da relação

$$\begin{bmatrix} E_a \\ H_a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \delta & \frac{\sin \delta}{n_1} \\ n_1 \sin \delta & \cos \delta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_b \\ H_b \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

Dividindo por E_b a equação 2.3 pode ser normalizada

$$\begin{bmatrix} \frac{E_a}{E_b} \\ \frac{H_a}{E_b} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \delta & \frac{\sin \delta}{n_1} \\ n_1 \sin \delta & \cos \delta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ n_2 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

B e C representam o campo elétrico e magnético normalizados na interface. Este resultado pode ser generalizado para um conjunto de L camadas de filmes finos

$$\begin{bmatrix} B \\ C \end{bmatrix} = \left\{ \prod_{r=1}^L \begin{bmatrix} \cos \delta_r & \frac{\sin \delta_r}{n_r} \\ n_r \sin \delta_r & \cos \delta_r \end{bmatrix} \right\} \begin{bmatrix} 1 \\ n_m \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Com

$$\delta_r = \frac{2\pi n_r d \cos \theta_r}{\lambda} \quad (2.6)$$

A matriz característica de uma multicamada corresponde, portanto, ao produto das matrizes características de cada um dos filmes. O índice r indica a camada, sendo $r = 1$ a camada adjacente ao meio de incidência. O sufixo m refere-se ao substrato.

Sabendo o ângulo de incidência, θ_0 , é possível determinar a o valor de θ_r através da lei de Snell

$$n_0 \sin \theta_0 = n_r \sin \theta_r = n_m \sin \theta_m \quad (2.7)$$

A refletância e transmitância da estrutura multicamada podem ser calculadas por

$$R = \left(\frac{n_0 B - C}{n_0 B + C} \right)^2 \quad (2.8)$$

$$T = \frac{4n_0 \operatorname{Re}(n_m)}{(n_0 B + C)^2} \quad (2.9)$$

A absorvância pode ser calculada por

$$A = 1 - (R + T) \quad (2.10)$$

A matriz característica pode ser simplificada se a espessura ótica ($n_1 d \cos \theta$) for um múltiplo inteiro de quarto do comprimento de onda ($\lambda/4$) ou de metade do comprimento de onda ($\lambda/2$). Deste modo, caso a camada seja um múltiplo de $\lambda/2$, a matriz característica fica

$$\pm \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

Esta é a matriz unitária e portanto não tem efeito na refletância ou transmitância da camada. No caso da camada ser um múltiplo ímpar de $\lambda/4$, a matriz característica toma então a forma de

$$\pm \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ n & 0 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

Aplicando esta matriz é possível calcular a refletância e transmitância do meio.

Conclui-se que, se o filme tiver uma espessura do caminho ótico de $x\lambda/4$, onde x é um número inteiro ímpar, a refletância da estrutura tem o seu pico máximo ou mínimo, consoante o índice de refração do filme é maior ou menor que o índice de refração do substrato, respetivamente. Para um filme com espessuras do caminho ótico de $x\lambda/2$ onde x é um inteiro, não existe variação na refletância da estrutura em relação ao valor da refletância do substrato sem filme.

2.3.2 Projeto da estrutura dos filtros óticos

O fabrico de um filtro ótico pode se feito recorrendo a uma estrutura multicamada de filmes finos que vai produzir bandas espectrais passantes e outras de rejeição. O *etalon* de *Fabry-Perot* é um filtro passa banda, constituído por dois espelhos refletores separados por uma camada designada por cavidade de ressonância com uma espessura d_r . A interferência entre os feixes de luz nesta camada faz com que a transmissão do filtro seja elevada em torno de uma determinada gama de comprimentos de onda [42].

Os espelhos refletores podem ser camadas únicas de materiais metálicos, que apresentam elevada refletividade e têm um processo de deposição simples. No entanto, apresentam também elevadas taxas de absorção da luz [43].

É possível também construir espelhos com multicamadas de materiais dieléctricos com elevado e baixo índice de refração, alternadamente. Esta estrutura apresenta elevada refletância. A luz refletida nas camadas com alto índice de refração não sofre desvio de fase, enquanto a luz refletida nas camadas com menor índice de refração, sofre uma alteração de fase de 180° . As várias componentes da luz produzidas por reflexão nos limites ao longo da multicamada vão surgir em fase na superfície frontal da estrutura e assim recombinar-se-ão de forma construtiva. Assim, a refletância eficaz da multicamada pode ser tão elevada quanto desejado, aumentando o número de camadas. Além disto, este tipo de espelho não apresenta grandes perdas por absorção, no entanto, tem a desvantagem de ser uma estrutura mais complexa em que pequenas variações da espessura das camadas influenciam a resposta do filtro [42], [43].

Os filtros óticos realizados foram, assim projetados com a estrutura apresentada na Figura 2.5, ou seja espelhos multicamada de materiais dieléctricos, separados por uma cavidade de ressonância. Na figura, as camadas com tracejado representam o material com maior índice de refração. Este tipo de estrutura permite obter um filtro de banda estreita e sem grandes perdas por absorção.

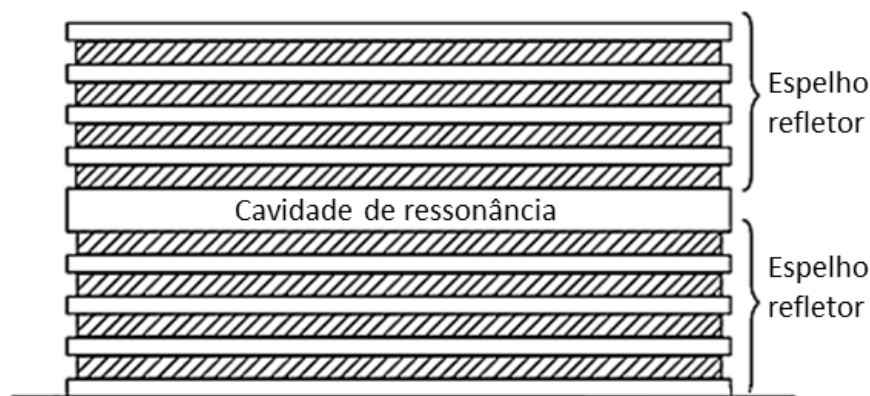


Figura 2.5 Estrutura de um filtro *Fabry-Perot* constituído por materiais dielétricos.

Os materiais selecionados para constituir os filtros foram o dióxido de titânio (TiO_2) e o dióxido de silício (SiO_2), com alto e baixo índice de refração, respetivamente. Estes materiais apresentam boas características, entre as quais, banda espectral estreita, alta refletividade e baixas perdas por absorção. Por outro lado o seu processo de deposição está bem caracterizado. O índice de refração destes materiais para diferentes comprimentos de onda é apresentado no Anexo I. Estes valores fazem parte da base de dados do *software TFCalc™* 3.5 usado nas simulações dos filtros.

Teoria ótica de filtros Fabry-Perot

Quando um feixe de luz incide atinge a cavidade de ressonância, parte da luz entra na cavidade do filtro e parte é refletida para o exterior. A parte que é transmitida para a cavidade vai sofrer múltiplas reflexões entre os espelhos, de modo que a luz interfere consigo mesma, múltiplas vezes. De entre os comprimentos de onda que constituem a luz incidente apenas aqueles que entram em ressonância na cavidade conseguem ser transmitidos. O total da luz transmitida na camada de ressonância é dado pela soma da contribuição de todos os feixes transmitidos devido à interferência construtiva e depende do comprimento de onda da luz incidente e da espessura da cavidade. Os comprimentos de onda que não atingem ressonância sofrem interferência destrutiva e não são transmitidos [42], [43].

A Figura 2.6 ilustra a interferência sofrida pela luz na cavidade de ressonância do um filtro *Fabry-Perot*.

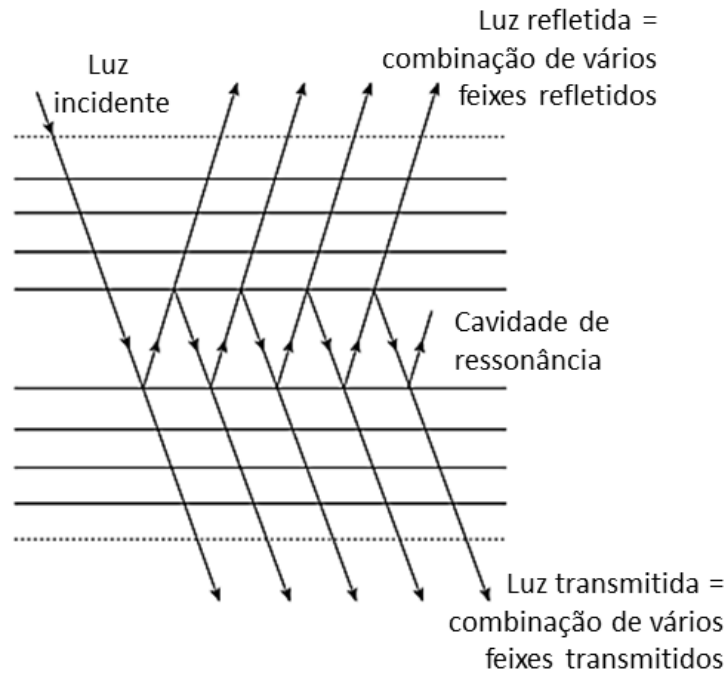


Figura 2.6 Filtro Fabry-Perot onde se observam as reflexões múltiplas na cavidade de ressonância. Adaptado de [42].

A intensidade da luz transmitida pelo filtro é dada pela expressão [41]

$$I_T = \frac{I_0}{1 + F \sin^2 \delta} \quad (2.13)$$

Onde I_0 é a intensidade de luz incidente e F é um parâmetro deste tipo de filtros designado por coeficiente de *finesse*:

$$F = \frac{4R}{(1 - R)^2} \quad (2.14)$$

Este coeficiente está diretamente relacionado com a largura de banda do filtro. Se aumenta a refletância dos espelhos R aumenta, e a largura de banda do filtro diminui.

A expressão

$$q\lambda = 2nd_r \cos \theta \quad (2.15)$$

Traduz o funcionamento dos filtros *Fabry-Perot*, onde q um inteiro e corresponde à ordem de interferência do filtro, λ é o comprimento de onda incidente, n é o índice de refração do material da cavidade de ressonância, d_r é a espessura da camada de ressonância e θ corresponde ao ângulo de incidência da luz [43].

Um parâmetro importante a ter em consideração na caracterização da seletividade/largura de banda do filtro é a FWHM (*Full-Width-Half-Maximum*), isto é, a largura do pico a metade da sua intensidade máxima. Pode ser determinado pela expressão

$$FWHM = \lambda_2 - \lambda_1$$

Onde λ_2 e λ_1 dizem respeito ao comprimento de onda a metade do pico de emissão espectral, à direita e à esquerda do centro do pico. Este valor traduz a qualidade do filtro ótico em termos da sua capacidade para selecionar uma banda espectral estreita [43].

2.3.3 Simulação dos filtros óticos

Software

As simulações dos filtros óticos construídos foram realizadas no *software TFCalc™* 3.5 que permite a simular a resposta espectral de diferentes filtros e otimizar a sua estrutura de forma a corresponder ao resultado pretendido. A definição das camadas não é um processo simples quando realizado analiticamente e portanto este tipo de programa é uma mais valia na otimização de uma solução viável, pois permite definir a espessura dos filmes finos para obter o comprimento de onda desejado.

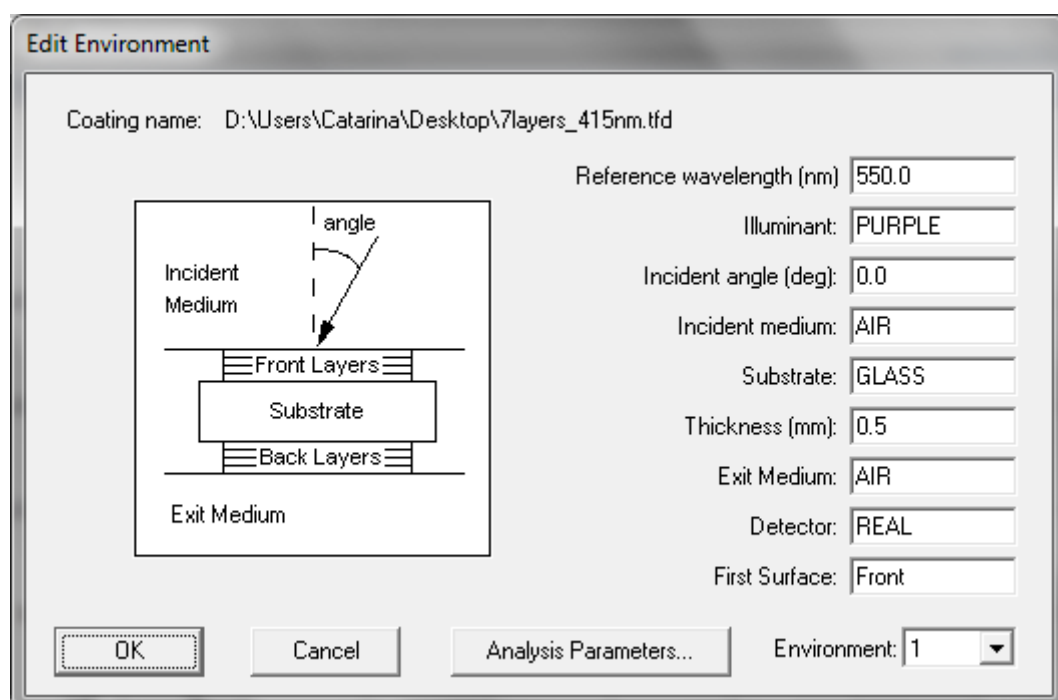


Figura 2.7 Interface do menu inicial do *software TFCalc™* 3.5.

Ao criar um novo filtro, surge a interface apresentada na Figura 2.7. Neste menu é possível especificar alguns parâmetros relevantes para a construção dos filtros [44], tais como:

- O substrato onde são depositados os filmes finos pode ser selecionado, assim como a sua espessura. Nas simulações realizadas foi considerado que a deposição é feita sobre vidro.
- O meio de incidência, refere-se ao meio existente entre a fonte de luz e o substrato. Neste caso foi especificado o ar.
- O meio de saída diz respeito ao meio que a luz encontra após atravessar o conjunto substrato+filme. Foi considerado o ar.
- O ângulo de incidência também pode ser ajustado podendo variar entre 0 e 89.999° . Considerou-se que a luz incidente na normal ao filtro, e portanto o ângulo foi ajustado para 0° .
- O detetor é caracterizado por uma tabela de eficiência vs comprimento de onda. No caso do detetor ideal existente na base de dados do *software* a eficiência é máxima para todos os comprimentos de onda. No entanto, isto não se verifica num detetor real e assim, de forma a aproximar as simulações obtidas dos resultados reais medidos foi introduzido no *software* um detetor real, S1336-5BQ da *Hamamatsu*, que corresponde ao modelo utilizado nas medições da resposta espectral dos filtros construídos. No Anexo II são apresentadas as características deste dispositivo, sendo possível verificar que a sua máxima eficiência é de 66%. Portanto, considerando o detetor real, a transmitância máxima dos filtros simulados não poderá ser superior a este valor.
- A luz incidente é designada como iluminante. Este é selecionado de entre os existentes na base de dados do *software* onde é possível acrescentar novas fontes de luz através da introdução de uma tabela de intensidade relativa vs comprimento de onda. Tendo em consideração que o espectro dos LEDs brancos aplicados na iluminação convencional da CE não apresenta emissão espectral com intensidade significativa na região de interesse para a obtenção de iluminação NBI, particularmente nos 415 nm, o iluminante em cada um dos filtros foi modificado de forma a corresponder à informação espectral dos LEDs verde e azul, apresentada na secção 2.2.
- A superfície na qual a luz incide em primeiro lugar pode ser selecionada entre “Front” ou “Back”. “Front” indica que a luz encontra as camadas da frente primeiro enquanto “Back” indica que a luz vem do meio de saída. Nas simulações realizadas

foi considerando que a luz provém do meio incidente. Os filtros foram projetados para serem depositados sobre um substrato de vidro que é colocado sobre os LEDs verdes ou azuis, portanto, considerou-se que a luz proveniente dos LEDs atravessa o substrato de vidro e de seguida o filtro ótico, atingindo finalmente o meio de saída.

Resultados das simulações

Através do *TFCalc* foi possível otimizar uma estrutura para os filtros, de forma a obter o pico de emissão espectral nos comprimentos de onda desejados, com um FWHM dentro do padrão para o NBI. Um outro parâmetro importante a ter em conta é o número de camadas, que deve ser o mínimo necessário, de forma a tornar o processo de fabrico mais simples. As camadas dos espelhos foram projetadas de forma a serem as mesmas no filtro verde e azul, alterando-se apenas a camada de ressonância, o que novamente é vantajoso no processo de fabrico. Em cada filtro, as camadas de alto e baixo índice de refração alternam-se e mantém a mesma espessura entre si. A Figura 2.8 ilustra a estrutura dos filtros projetados.

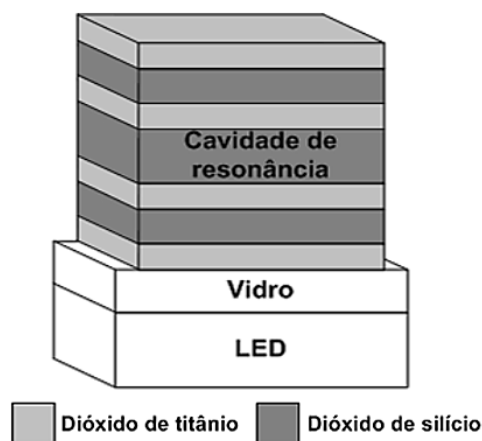


Figura 2.8 Estrutura do filtro *Fabry-Perot* projetado.

Na Tabela 2.1 é apresentada a estrutura otimizada de um filtro com sete camadas a aplicar sobre o LED verde para transmissão nos 540 nm.

Tabela 2.1 Estrutura multicamada do filtro ótico verde.

Camada	1	2	3	4	5	6	7
Material	TiO ₂	SiO ₂	TiO ₂	SiO ₂	TiO ₂	SiO ₂	TiO ₂
Espessura (nm)	40	81	40	437	40	81	40

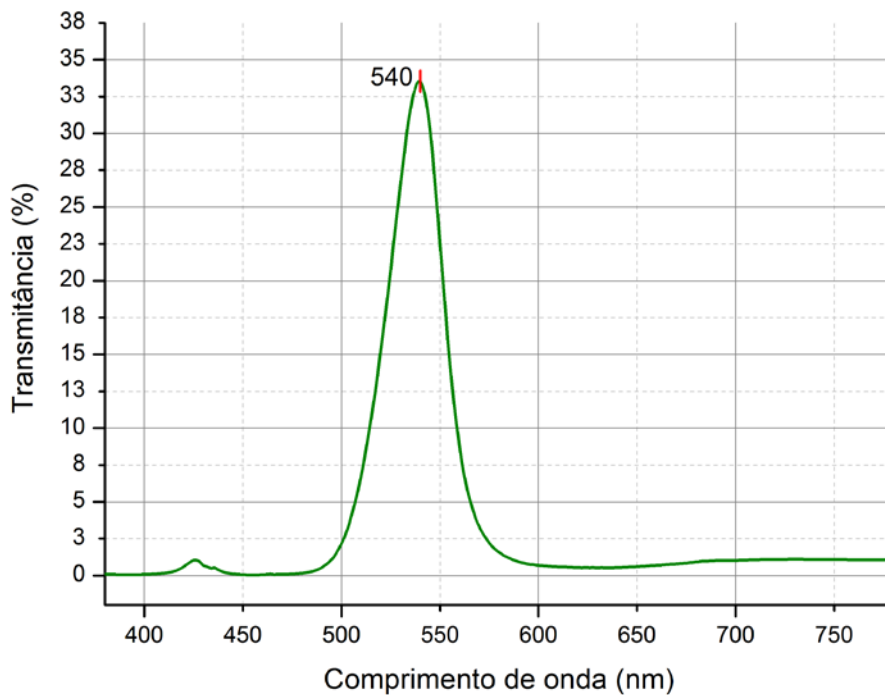


Figura 2.9 Resultado da simulação da transmitância do LED verde com um filtro ótico com a estrutura apresentada na Tabela 2.1.

Na Figura 2.9 é possível verificar que, um filtro ótico com a estrutura proposta na Tabela 2.1 sobre um LED verde, permite deslocar o seu pico de emissão espectral para os 540 nm, apresentado uma transmitância de, aproximadamente, 34% para este comprimento de onda. O FWHM da simulação é aproximadamente 32 nm.

Tabela 2.2 Estrutura multicamada do filtro ótico azul.

Camada	1	2	3	4	5	6	7
Material	TiO ₂	SiO ₂	TiO ₂	SiO ₂	TiO ₂	SiO ₂	TiO ₂
Espessura (nm)	40	81	40	425	40	81	40

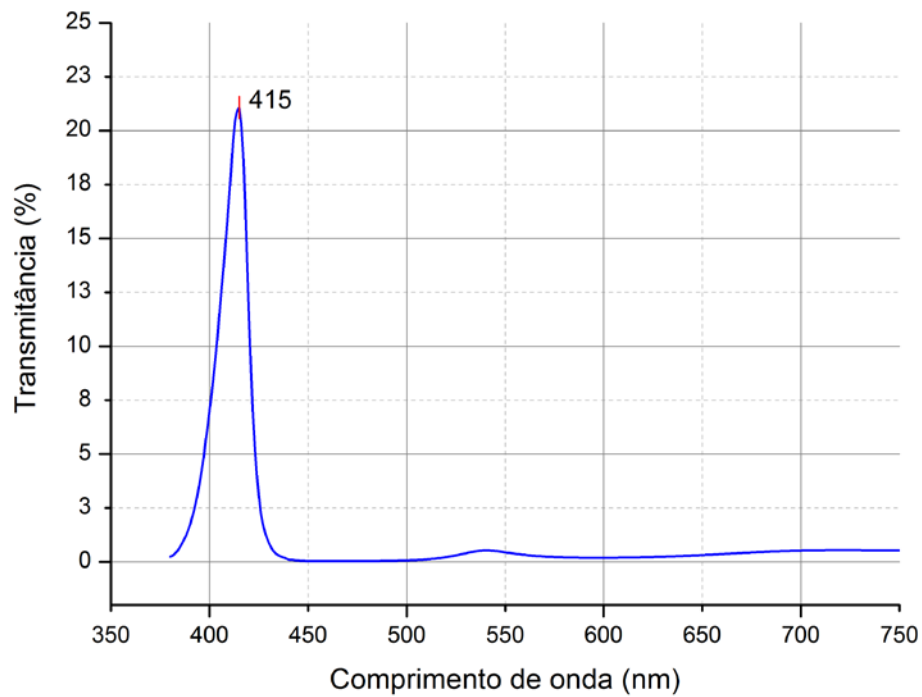


Figura 2.10 Resultado da simulação da transmitância do LED azul com um filtro ótico com a estrutura apresentada na Tabela 2.2.

A Figura 2.10 apresenta o resultado da simulação do filtro para a gama azul da iluminação NBI. A estrutura deste filtro é apresentada na Tabela 2.2. No gráfico resultante da simulação é possível verificar o descolamento do pico de transmissão do LED azul dos 402 nm para o 415 nm, com uma transmitância de, aproximadamente, 22% e FWHM de 16 nm.

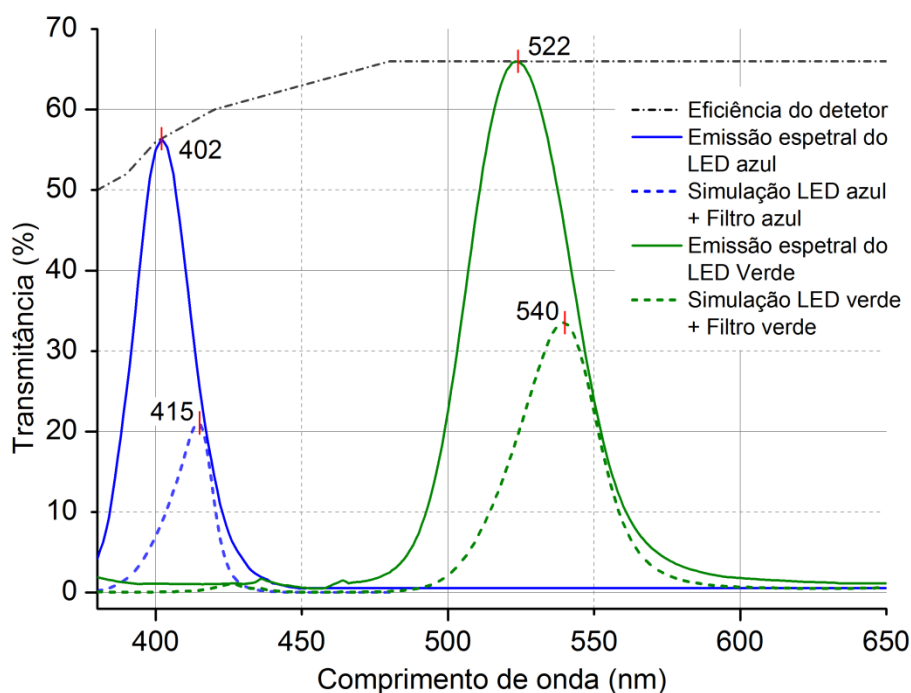


Figura 2.11 Emissão espectral dos LEDs medida com o detetor real e simulações da aplicação dos filtros óticos nestes LEDs.

Tendo sido considerado nas simulações o detetor S1336-5BQ da *Hamamatsu*, utilizado experimentalmente, é conveniente comparar os resultados destas com os valores de emissão espectral dos LEDs utilizados, medidos também com este detetor. A Figura 2.11 representa esta comparação. Verifica-se que a eficiência do detetor é menor nos comprimentos de onda da gama azul, o que justifica os menores valores de transmitância apresentados nesta região espectral. Por outro lado, é possível comparar diretamente os valores das simulações com a emissão espectral dos LEDs. Nos 415 nm o LED azul apresenta uma emissão espectral de, aproximadamente, 25%. Sendo o valor de pico de transmitância da simulação neste comprimento de 22%, observa-se uma perda de apenas 3%, consistente com a natureza dielétrica dos filmes e as suas baixas perdas por absorção. O mesmo se verifica em relação ao filtro verde, cujo pico de transmitância se aproxima dos 45% de emissão espectral do LED verde nos 540 nm.

Apesar de aparentemente estes valores de transmitância serem baixos, verifica-se que isto está relacionado com a eficiência do detetor e por outro lado, a intensidade luminosa dos LEDs selecionados é suficientemente superior à dos LEDs brancos utilizados convencionalmente para compensar este factor.

3 Fabrico dos filtros óticos

Neste capítulo é descrito o processo de fabrico dos filtros óticos aplicados para obtenção da iluminação NBI. É apresentado o método de fabrico, pulverização catódica em magnetron por RF, os parâmetros aplicados na deposição dos filmes finos e o processo de corte e ajuste dos filtros à CE.

3.1 Pulverização catódica

A deposição de filmes finos pode ser realizada por diversos métodos e sob diferentes condições de deposição que influenciam fortemente as suas propriedades. De uma forma simplista, a pulverização catódica simples (*Sputtering*) é uma técnica de deposição física de vapores (PVD - *Physical Vapor Deposition*) que consiste na remoção de átomos de uma superfície por impacto de átomos ou iões de um gás (geralmente inerte). Os átomos removidos vão formar um filme fino no substrato. Este processo de fabrico tem uma boa uniformidade do filme depositado, boa adesão, e permite um bom controlo das condições de deposição [45], [46].

O equipamento aplicado nesta técnica de deposição é composto, essencialmente, por um sistema de controlo de gases, o alvo do material a depositar, o substrato a revestir e um sistema de aceleração de iões. O sistema de manipulação dos gases controla a introdução na câmara dos gases que constituem a atmosfera de pulverização, em proporções controladas.

A pulverização catódica realiza-se dentro de uma câmara de vácuo (pressões entre 10^{-3} - 10^{-6} mbar) na qual é introduzido um gás inerte com elevada massa atómica, (normalmente o Árgon, Ar). É aplicada uma diferença de potencial entre o alvo (cátodo) e o suporte do substrato (ânodo), que provoca a ionização dos átomos do gás devido ao campo elétrico criado e forma-se uma nuvem visível, o plasma. Desta ionização resultam eletrões livres e os respetivos pares de iões positivos e portanto o plasma é eletricamente neutro [47].

Os iões positivos são atraídos pelo alvo, negativamente carregado, e acelerados por ação do campo elétrico, acabando por embater no alvo e provocar a pulverização. A libertação dos átomos da superfície do material do alvo ocorre se a energia dos iões incidentes for superior à energia da ligação desse material e deve-se à transferência de momento e energia cinética da partícula incidente para os átomos na superfície do alvo [48]. Da colisão resulta a libertação de vários tipos de partículas: átomos (ou agregados de átomos) do material que constitui o alvo, átomos carregados e eletrões secundários [49]. Os átomos neutros arrancados atingem o substrato e

começam a condensar. À medida que os átomos se depositam sobre o substrato começam a ligar-se a nível molecular, formando uma camada atômica fortemente ligada [49–51]. A Figura 3.1 ilustra o processo de remoção de átomos do alvo por catiões de Ar e a subsequente deposição sobre o substrato para formação do filme.

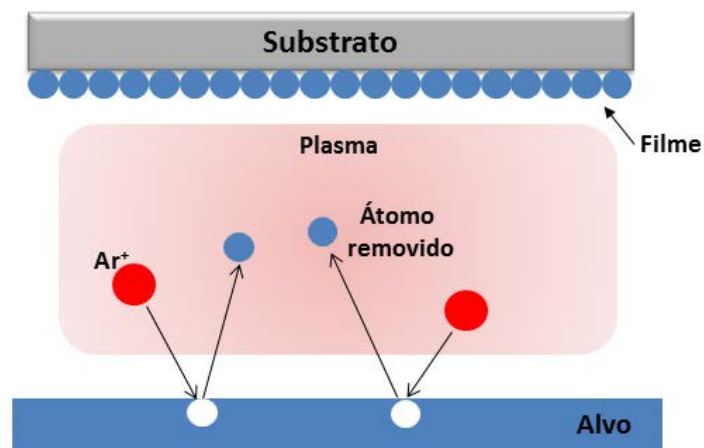


Figura 3.1 Diagrama do processo de pulverização catódica.

3.1.1 Pulverização catódica por RF

Na pulverização catódica por corrente contínua (*DC Sputtering*) é aplicado um potencial negativo ao alvo, polarizando-o. Deste modo, os iões do plasma são atraídos pelo alvo provocando a pulverização. Este processo aplica-se na deposição de materiais que são bons condutores elétricos (e.g. metais), no entanto, no caso de materiais isolantes (óxidos) há a acumulação de cargas positivas na sua superfície, levando a um aumento do potencial da superfície do alvo que vai anular o potencial negativo aplicado pela fonte [47]. Para contornar este fenómeno, a deposição deste tipo de materiais pode ser feita através da aplicação de uma corrente alternada de alta frequência, normalmente RF. Assim, o processo designa-se por pulverização catódica por RF (*RF Sputtering*), com uma frequência típica de 13.56 MHz, permitindo que seja alternada a polarização do alvo. Durante o ciclo negativo, os iões são atraídos pelo alvo pulverizando-o, enquanto durante o ciclo positivo, o alvo atrai os eletrões e deste modo neutraliza o excesso de carga positiva acumulada [50].

3.1.2 Pulverização catódica reativa

A pulverização catódica pode ser aplicada na deposição de filmes de materiais compostos, quer por pulverização de um alvo composto ou de um alvo de um material elementar numa atmosfera com pressão parcial de um gás reativo [45]. O gás inerte, introduzido para ionização e remoção de material do alvo, denomina-se gás de trabalho. O gás reativo adicionado (por exemplo, oxigénio, O₂ ou azoto, N) gera reações químicas entre os átomos do alvo e os átomos destes gases. Neste caso o processo chama-se pulverização catódica reativa (*reactive Sputtering*). A composição do filme depositado pode, portanto, ser alterada com a simples variação da quantidade de gás reativo introduzido ou a sua proporção relativamente ao gás inerte [50], [51].

3.1.3 Pulverização catódica em magnetrão

Na pulverização catódica em magnetrão o cátodo assenta sobre magnetes permanentes que originam um campo magnético, cujas linhas de campo formam um percurso fechado sobre a superfície do alvo [49]. Este campo magnético paralelo à sua superfície mantém os eletrões secundários na proximidade percorrendo as linhas de campo numa trajetória helicoidal. Os eletrões vão ionizar as moléculas de gás através de colisões, o que resulta no aumento da densidade do plasma na superfície do alvo. Consequentemente, há um aumento do bombardeamento iónico do alvo que induz taxas de pulverização mais elevadas. Os átomos removidos do alvo têm carga neutra e portanto não são afetados pelo campo magnético, migrando para o substrato [45], [47], [48]. Neste método a distância entre o plasma e o substrato é maior e assim o bombardeamento do substrato por eletrões energéticos, que poderiam danificar o filme, é minimizado. Contudo, o recurso a magnetrões provoca uma baixa taxa de utilização do material do alvo, já que há uma concentração do plasma numa determinada região, devido ao campo magnético e há maior erosão numa zona específica [45].

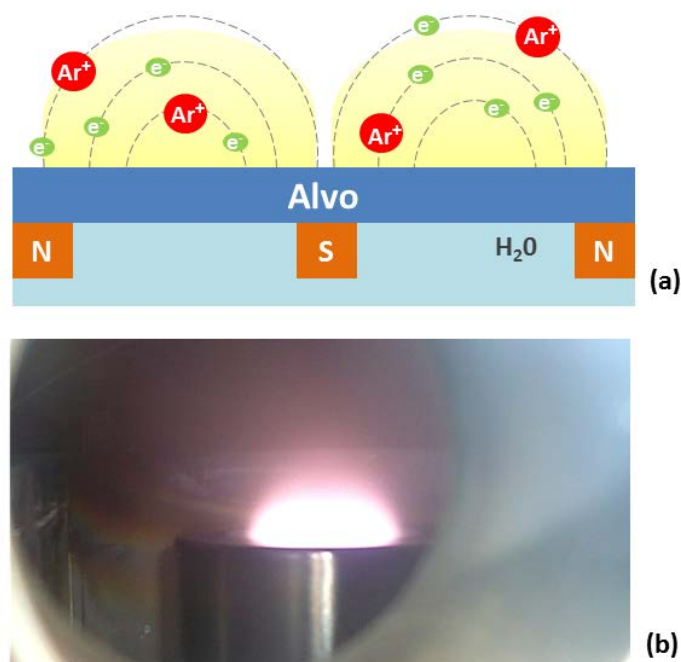


Figura 3.2 Ilustração da pulverização catódica em magnetrão. O plasma é circunscrito à área onde o campo magnético é mais forte. (a) Diagrama da formação do plasma; (b) Imagem real do plasma.

3.1.4 Pulverização catódica reativa em magnetrão por RF

Na deposição de filmes finos é possível combinar as diferentes configurações de pulverização catódica descritas anteriormente. Os filmes finos TiO_2 , constituintes dos filtros óticos foram depositados através do processo de pulverização catódica reativa em magnetrão por RF. As diferentes etapas deste processo são ilustradas na Figura 3.3. Após a ionização dos átomos do Ar, o plasma concentra-se na região afetada pelo campo magnético. São pulverizados átomos do alvo devido ao bombardeamento pelos catiões de Ar. Estes dirigem-se ao substrato para a formação do filme, mas ao ser introduzido um gás reativo (no caso o O_2), o mesmo irá reagir quimicamente com o material pulverizado, o que dá origem a um filme composto.

Na pulverização reativa pode ocorrer contaminação do alvo devido à formação de uma camada de óxido no mesmo. Isto reduz a eficiência do processo e portanto a introdução do magnetrão é vantajosa por proporcionar uma elevada taxa de pulverização. O controlo da introdução do gás reativo é também importante, de forma a permitir que exista gás suficiente para reagir e formar o composto desejado, mas simultaneamente não cause o envenenamento da superfície do alvo.

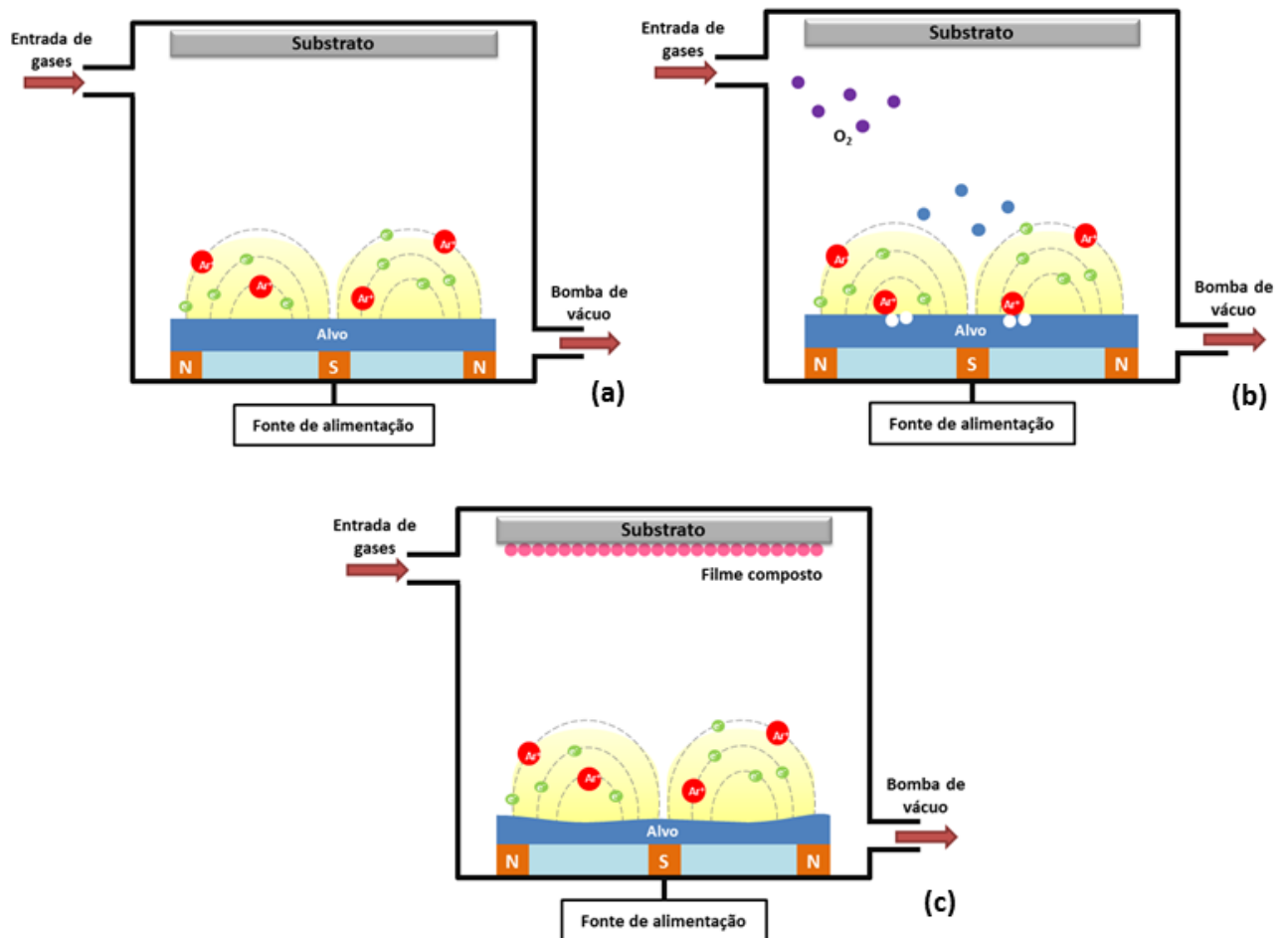


Figura 3.3 Pulverização catódica reativa em magnetrão. (a) Concentração do plasma na área abrangida pelo campo magnético; (b) Pulverização de átomos do alvo por cátions de Ar e introdução do gás reativo; (c) Dá-se a reação química entre os átomos do alvo e do gás reativo e formação de um filme composto.

O processo de deposição e as características do filme depositado dependem muito das condições de deposição. A potência RF aplicada é um dos parâmetros que influênciam a deposição e consequentemente a qualidade do filme formado, já que a energia de bombardeamento dos íons depende fortemente de potência aplicada. Assim, a taxa de pulverização catódica também depende deste parâmetro aumentando com o aumento da potência RF aplicada.

A pressão dos gases é um fator significativo, porque as colisões de átomos do alvo com partículas do gás provocam o desvio dos átomos removidos, levando a que estes átomos voltem a aderir ao substrato. Este fenômeno aumenta com o aumento da pressão dos gases. O próprio material a depositar vai influenciar o processo de deposição, já que diferentes materiais têm diferentes energias de ligação. Quanto maior for a energia de ligação do material, menor será a taxa de deposição, devido a serem necessários íons mais energéticos para remoção de átomos do

alvo. Portanto os iões menos energéticos do que a ligação do material não provocam remoção de átomos do alvo. O contrário acontece para materiais com menor energia de ligação [51].

3.2 Parâmetros de deposição dos filmes

O fabrico dos filtros óticos foi realizado através da técnica de deposição de filmes finos descrita na secção anterior, pulverização catódica em magnetrão por rádio frequência de 13.56 MHz. O sistema completo para a deposição de filmes finos usado neste processo é apresentado na Figura 3.4.

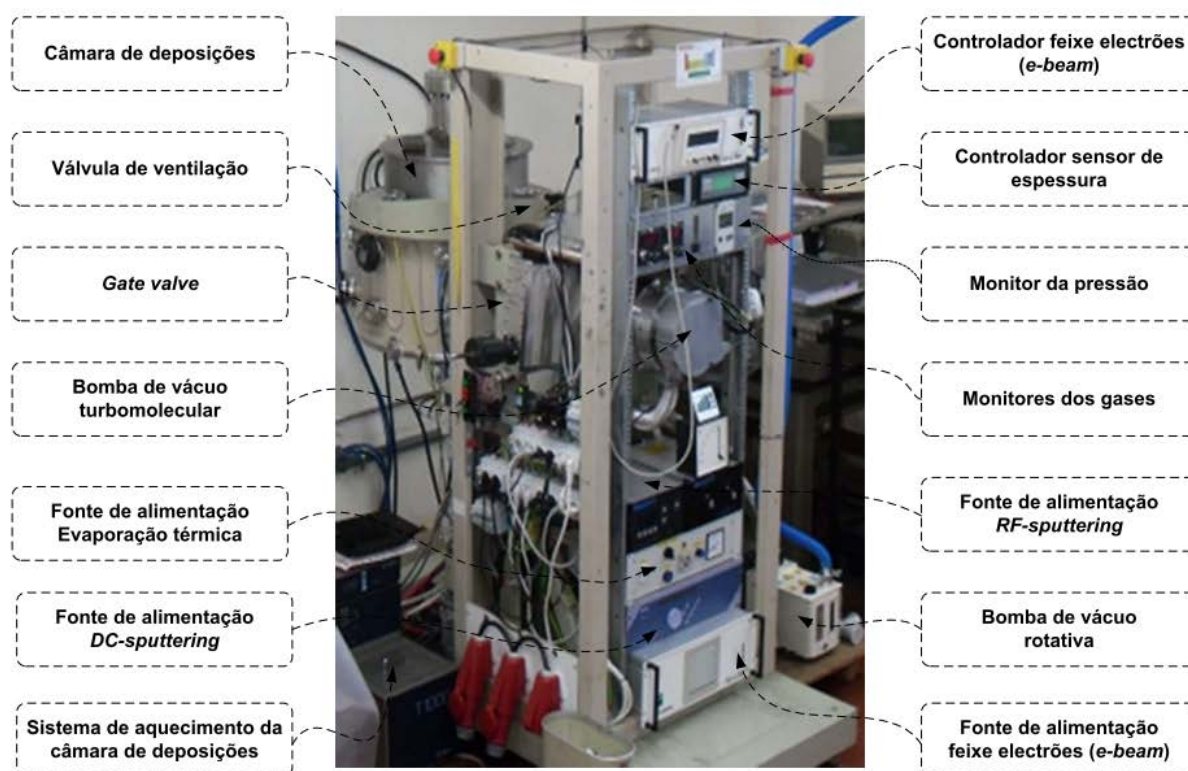


Figura 3.4 Sistema de deposição de filmes finos por técnicas PVD [52].

Na deposição dos filmes de TiO_2 foi aplicado o método de pulverização catódica reativa. Os parâmetros para a obtenção da reação pretendida foram otimizados em várias deposições de camadas únicas de titânio (Ti). A Tabela 3.1 apresenta um resumo de parâmetros apresentados na literatura para este tipo de deposições, que serviu de base para escolha dos parâmetros a aplicar nas deposições efetuadas.

Tabela 3.1 Síntese de parâmetros para deposição reativa de TiO₂ por pulverização catódica RF.

Ref.	Substrato	Alvo	Espessura (nm)	Pressão inicial	Distância do substrato (mm)	Potência RF (W)	Tempo de deposição	Taxa de deposição (nm/min)	Pressão total	Temperatura do substrato	Fluxo de Gases
[53]	Vidro não alcalino ⁴	Ti (99.99%) 50.8 mm diâmetro ⁵	-	5x10 ⁻⁶ Torr	80	200 W	2 h	1.2 nm/min	10 mTorr	Temperatura ambiente	[O ₂ / (Ar + O ₂)] =10%
[54]	Vidro	Ti 99.9 % 76.2 mm diâmetro	80	-	50	150W	80min	1 nm/min	4x10 ⁻³ mbar	250°C	p _{Ar} /p _{O₂} = 2.3
[55]	Pt;Ti; SiO ₂ e Si	Ti	40	-	-	-	-	-	-	Temperatura ambiente, 100°C e 200°C	27 sccm Ar; 3 sccm O ₂
[56]	Silício (100) ⁶	Ti (99.99%) ⁷	-	1.1x10 ⁻³ Pa	90	300 W	1 h	-	0.1 Pa	-	10 sccm Ar; 2 sccm O ₂
[57]	Lâmina de vidro ⁸	Ti 99.99% (100 mm diâmetro) ⁹	-	5x10 ⁻⁴ Pa	-	250 W	-	-	-	Temperatura ambiente, 200 e 300°C	45 sccm Ar;10 sccm O ₂
[58]	Vidro Corning No. 7059	Ti 99.99% (50 mm diâmetro)	55	-	-	30 a 100 W	-	-	0.7 a 7 Pa	Sem aquecimento	5 cm ³ /min

⁴ Os substratos foram limpos em banho ultrassônico de acetona, lavados com água desionizada e secos com azoto. O substrato manteve uma rotação no eixo vertical de 10 rpm.

⁵ O alvo de Ti foi pré-pulverizado durante 10 min para remover qualquer contaminação.

⁶ Antes da deposição os substratos foram limpos durante 5 minutos num banho ultrassônico com acetona e a água destilada, lavados com água desionizada e secos ao ar.

⁷ O alvo de Ti foi pré-pulverizado durante 10 min para remover a camada de óxido numa pressão de 30 mTorr sendo aplicada uma potência RF de 30W.

⁸ Os substratos de vidro foram limpos num banho ultrassônico com acetona etanol. Posteriormente foram lavados com água destilada e secos com azoto.

⁹ Antes das deposições o alvo foi sujeito a pré-pulverização numa atmosfera de Ar para remover a camada de óxido.

Na Tabela 3.2 são apresentadas as condições de deposição das camadas individuais de TiO_2 .

Tabela 3.2 Parâmetros das deposições de filmes finos de TiO_2 .

Deposição	Pré-pulverização	Fluxo de Ar (sccm)	Fluxo de O_2 (sccm)	Potência (W)	Pressão Inicial (mbar)	Pressão total (mbar)
1	Sim	10	2	120	5.3×10^{-6}	3×10^{-3}
2	Sim	10	1	120	5.3×10^{-6}	3×10^{-3}
3	Sim	27	3	120	5.3×10^{-6}	3×10^{-3}
4	Sim	40	3	150	5.3×10^{-6}	3×10^{-3}
5	Não	27	10	120	4.9×10^{-6}	3×10^{-3}
6	Sim	27	14	150	9×10^{-6}	3×10^{-3}
7	Sim	27	3	200	3×10^{-6}	5.3×10^{-4}
8	Sim	10	2	200	3×10^{-6}	2.2×10^{-4}

Através das várias deposições realizadas foi possível otimizar as condições de forma a obter a espessura desejada e ajustar o fluxo de gases. A espessura foi controlada aquando da deposição com um sensor de massa piezoelétrico de cristal de quartzo e posteriormente avaliada no perfilómetro (modelo 150 da *Dektak*), estes dados são apresentados no Capítulo 4.

No caso dos filmes finos de SiO_2 , as condições de deposição também foram testadas em filmes finos de camadas únicas. Na Tabela 3.3 é apresentado uma síntese dos parâmetros encontrados na literatura para este tipo de deposições.

Tabela 3.3 Síntese de parâmetros para deposição de SiO₂ por pulverização catódica RF

Ref.	Substrato	Alvo	Gás	Pressão inicial (mbar)	Dist. do substrato (mm)	Potência RF (W)	Taxa de deposição			Pressão total (mbar)	Temperatura do substrato
[59]	Silício (100); <i>wafers</i> de quartzo ¹⁰	SiO ₂ (99.99%; Diâmetro: 75 mm) ¹¹	Ar	2.667×10 ⁻⁶ mbars	45 mm	100 - 300 W	100 W : 5mTorr - 40Å/min 10mTorr - 65Å/min 20mTorr - 85Å/min	200W: 5mTorr - 90Å/min 10mTorr- 120Å/min 20mTorr- 135Å/min	300W: 5mTorr - 120Å/min 10mTorr- 150Å/min 20mTorr- 180Å/min	6,67x10 ⁻³ - 26,67x10 ⁻³	Sem aquecimento do substrato
[46]	<i>Wafers</i> de silício (100); vidro	SiO ₂ (99.999%; Diâmetro: 0.1 m)	Ar	7 x 10 ⁶ mbar	50 mm	250 W	-	-	-	7 x 10 ⁻³	400°C
[60]	<i>Wafers</i> de silício	SiO ₂ (76.2 mm diâmetro)	Ar	-	45mm	300W	-	5mTorr - 120Å/min 10mTorr-150Å/min 20mTorr-180Å/min	-	6,67x10 ⁻³ - 26,67x10 ⁻³	Sem aquecimento do substrato
[61]	Vidro de quartzo sintético e GaAs	SiO ₂ (99.99%; 76.2 mm diâmetro)	Ar	-	-	200 W	-	-	-	0.02	Sem aquecimento do substrato
[62]	<i>Wafers</i> de silício (100)	SiO ₂ (76.2 mm diâmetro)	Ar	-	45 mm	100 - 300 W	-	-	-	6,67x10 ⁻³ - 26,67x10 ⁻³	-
[63]	<i>Wafers</i> de silício (111)	SiO ₂ (10 cm diâmetro)	Ar	-	-	300 W	-	-	-	0.02	500°C

¹⁰ Os substratos foram limpos adequadamente antes de serem introduzidos no sistema de pulverização catódica.

¹¹ Antes da deposição o alvo foi limpo por pulverização catódica durante 10–15 min de forma a remover quaisquer contaminações.

Com base no estudo dos parâmetros para a obtenção de filmes finos de SiO₂ presentes em várias referências, foram realizadas deposições de filmes finos deste material com os parâmetros apresentados na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 Parâmetros de deposição de filmes finos de SiO₂

Deposição	Pré-pulverização	Ar (sccm)	Potência (W)	Pressão Inicial (mbar)	Pressão total (mbar)
1	Sim	15	150	8.5x10 ⁻⁰⁴	4.3x10 ⁻⁰⁴
2	Sim	15	200	8.5x10 ⁻⁰⁴	5.7x10 ⁻⁰⁴

Após os testes iniciais com camadas individuais dos diferentes materiais que constituem os filtros óticos, estes foram construídos aplicando os parâmetros que apresentaram melhores resultados em termos de espessura, rugosidade e estabilidade do processo de deposição.

A distância entre o substrato e o alvo foi mantida constante, aproximadamente, a 110 mm. À mesma distância, junto do substrato colocou-se um sensor de massa piezoelétrico de cristal de quartzo, para medir a espessura dos filmes durante a deposição.

Entre o alvo e o substrato foi posicionado um obturador (*shutter*) cuja colocação permite interromper a deposição e controlar a espessura dos filmes finos. Inicialmente a câmara de deposições foi evacuada até pressões entre 1.7 e 8 x 10⁻⁶ mbar.

Antes da deposição o alvo foi sujeito a uma pré-pulverização durante aproximadamente 5 minutos de forma a serem removidas quaisquer impurezas existentes ou camadas de oxidação. Foi colocado um segundo sensor de massa de cristal de quartzo a 60 mm do alvo para medir as condições da pré-pulverização. Durante este processo o obturador manteve-se fechado de forma a não haver deposição de impurezas.

Foram usados substratos de vidro boro silicato, que por ser transparente tem pouca interferência na transmissão da luz através dos filtros. Este substrato tem espessuras compreendidas entre 130-160 µm. Foram também utilizados substratos de silício de forma a permitir posteriores caracterizações, e.g. SEM (*Scanning Electron Microscope*).

Previamente à deposição, os substratos foram limpos em banho ultrassónico de água desionizada, lavados com álcool isopropílico (C₃H₈O) e secos com jato de azoto.

As deposições efetuaram-se sem aquecimento intencional do substrato, sendo aplicado o Ar como gás de trabalho e o O₂ como gás reativo com fluxos de 10 e 2 sccm (*standard cubic*

centimeters per minute), respectivamente. Foi utilizado um alvo de Ti de elevada pureza (99.7 %) com 50 mm de diâmetro e 6.35 mm de espessura, Figura 3.5 (a). A pressão total após a introdução dos gases foi de 3×10^{-3} mbar e a potência RF aplicada foi 200 W. A taxa de deposição manteve-se aproximadamente constante em torno dos 0.2 Å/s.

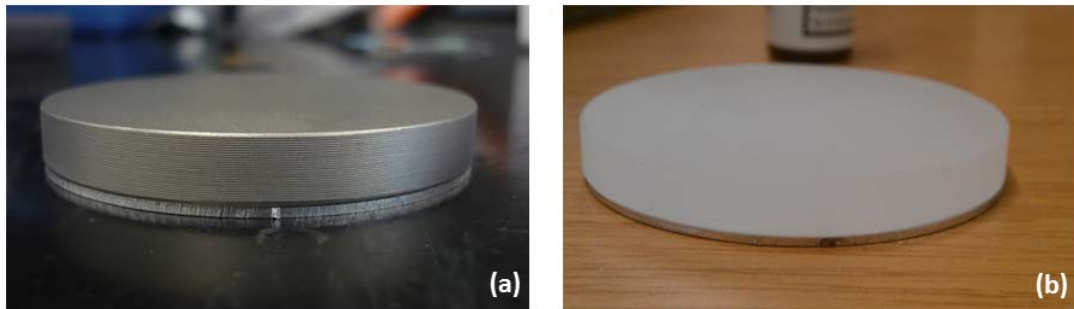


Figura 3.5 Alvos usados na deposição dos filmes finos: (a) Alvo de Ti; (b) Alvo de SiO₂.

No caso dos filmes finos de SiO₂ a deposição deu-se sem qualquer aquecimento intencional do substrato. Foi utilizado um alvo de SiO₂, apresentado na Figura 3.5 (b), com pureza de 99.9995 % e com as mesmas dimensões do alvo de Ti. O fluxo de Ar foi fixado nos 15 sccm sendo atingida uma pressão total de 8.5×10^{-4} mbar. Os filmes finos de SiO₂ que fazem parte dos espelhos refletivos foram depositados com uma potência RF de 150 W, obtendo-se uma taxa de deposição de 0.9 Å/s. A camada da cavidade de ressonância é a camada mais espessa do filtro ótico, por conseguinte, foi depositada com uma potência RF de 200 W, e taxa de deposição de 1.2 Å/s, de forma a reduzir o tempo de deposição.

A Figura 3.6 apresenta em pormenor o sistema utilizado para a deposição dos filmes.

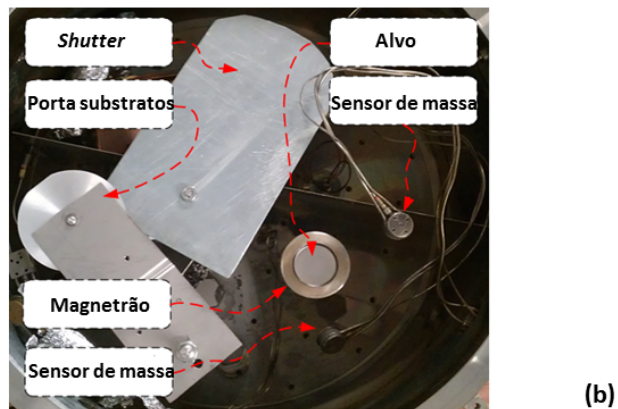
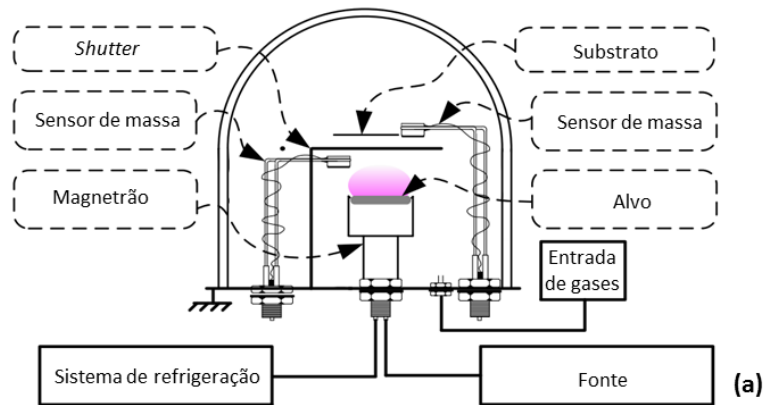


Figura 3.6 Sistema de deposição: (a) Diagrama ilustrativo do sistema de pulverização catódica em magnetrão por RF usado na deposição dos filmes finos. (b) Pormenor da câmara de deposições [64].

O resumo dos parâmetros que foram tidos em conta durante o processo de deposição dos filmes finos surge na Tabela 3.5.

Tabela 3.5 Resumo das condições de deposição dos filmes finos.

	TiO₂	SiO₂
Alvo	Ti, pureza:99.7%	SiO ₂ , pureza: 99.9995%
Gases	Ar; O ₂	Ar
Pressão inicial (mbar)	1.7-8 x 10 ⁻⁶	1.7-8 x 10 ⁻⁶
Distância do substrato (mm)	110 mm	110 mm
Taxa de deposição (Å/s)	0.2	0.9; 1.2
Potência RF (W)	200	150; 200
Pressão total (mbar)	3 x 10 ⁻³	8.5 x 10 ⁻⁴
Fluxo de gases (sccm)	10 Ar; 2 O ₂	15 Ar

3.3 Corte e adaptação dos filtros óticos na CE

De forma a permitir a aplicação dos filtros óticos na CE, foi necessário que estes fossem cortados com medidas específicas de forma a encaixarem no suporte da lente existente neste dispositivo. Os cortes dos vidros já com os filtros depositados foram realizados na máquina de corte Disco DAD 3H/6T equipada com lâminas de disco ZHDG.

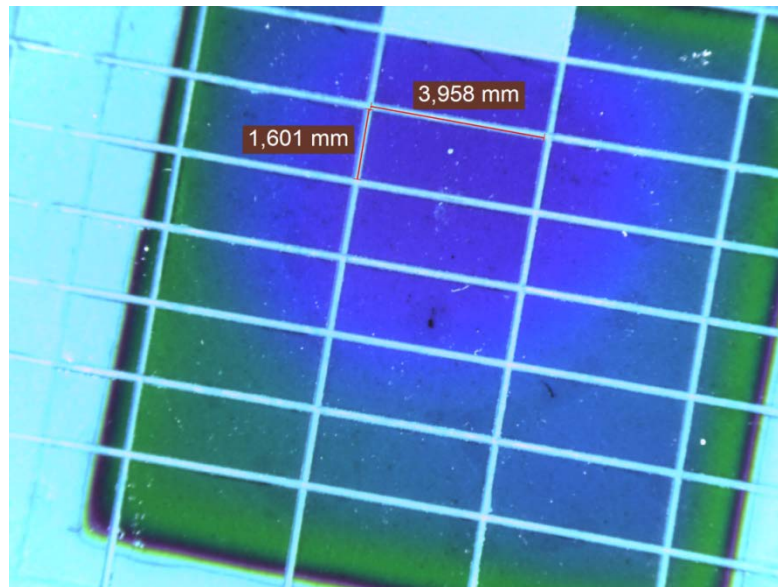


Figura 3.7 Filtro verde cortado com as dimensões apropriadas para colocar na CE.

Após determinar as dimensões que melhor se ajustavam para colocação dos filtros na CE e verificar que cobriam toda a área por onde passa a luz, estes foram colados no suporte da lente, tal como apresentado na Figura 3.8.

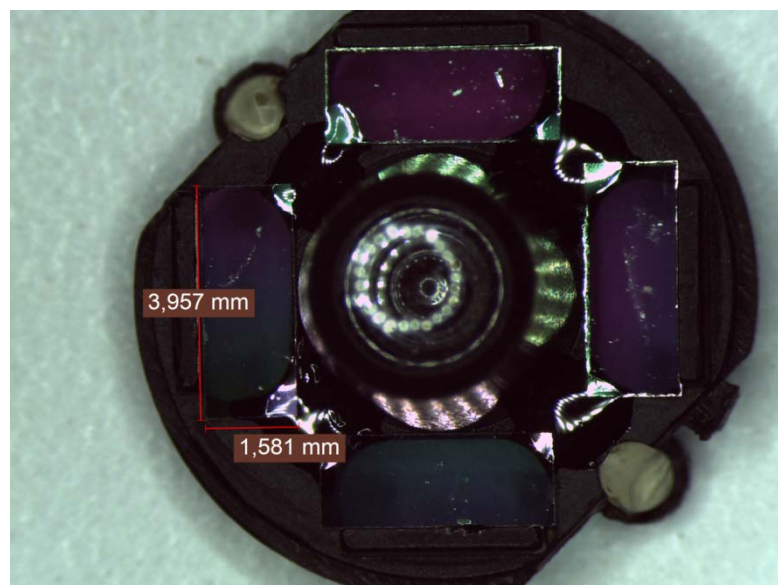


Figura 3.8 Filtros verdes aplicados no suporte da lente da CE.

4 Caracterização dos filtros óticos

Neste capítulo são apresentados os resultados da caracterização estrutural e ótica dos filtros construídos. Estes resultados são analisados e são apresentadas propostas para a sua otimização.

4.1 Caracterização estrutural

As camadas individuais de TiO_2 e SiO_2 depositadas foram estruturalmente avaliadas para permitir calibrar os parâmetros de deposição. A espessura e rugosidade foram medidas num perfilómetro (modelo 150 da *Dektak*). Estes valores são apresentados na Tabela 4.1 para os filmes de TiO_2 e na Tabela 4.2 para os filmes de SiO_2 .

Os perfilómetros são instrumentos que permitem inspecionar a morfologia da superfície. Os perfilómetros de contacto, como o que foi utilizado, baseiam-se num estilete que se vai movendo em contacto com a superfície [45].

Tabela 4.1 Valores de espessura e rugosidade dos filmes finos de TiO_2 .

Deposição TiO_2	Espessura depositada (nm)	Espessura no perfilómetro (nm)	Rugosidade (nm)
1	95	~45.3	~0.5
2	90	~35	~0.7
3	55	~55	~0.7
4	90	~54	~1.63
5	55	~54	~0.75
6	55	~57	~0.55

Tabela 4.2 Valores de espessura e rugosidade dos filmes finos de SiO_2 .

Deposição SiO_2	Espessura depositada (nm)	Espessura no perfilómetro (nm)	Rugosidade (nm)
1	82	~65	~1,4
2	82	~52	~1,22

Verifica-se que as diferenças entre as espessuras medidas no sensor existente na câmara de deposições e aquelas que foram determinadas pelo perfilómetro são mais significativas nas primeiras deposições, o que se deve a uma posição inadequada do sensor nas deposições dos primeiros filmes e a ainda ao processo de otimização das condições.

Observa-se ainda que os filmes de TiO_2 apresentam, em geral, menor rugosidade do que os de SiO_2 . Nos filmes de TiO_2 a rugosidade situa-se entre os 0.5 e 0.75 nm para a maioria dos filmes, com exceção da deposição 4, que apresenta um valor de rugosidade 1.63 nm. Esta discrepância pode dever-se à razão de Ar e O_2 aplicada nesta deposição, já que estudos comprovam que uma maior adição de O_2 reduz a rugosidade dos filmes produzidos [65].

Relativamente aos filmes de SiO_2 verifica-se menor rugosidade na segunda deposição, que é consistente com resultados da literatura, já que há menor rugosidade para um maior valor de potência RF aplicado [59].

Os filmes produzidos apresentam baixa rugosidade, o que é vantajoso para as suas características óticas já que este é um factor importante que provoca perdas óticas devido à dispersão da luz [65].

Os filtros multicamadas foram analisados em corte transversal por SEM, Microscopia Electrónica de Varrimento, para avaliar a espessura das diferentes camadas e a qualidade da interface entre estas. As imagens obtidas para o filtro verde e azul estão apresentadas na Figura 4.1 e Figura 4.2, respetivamente.

É de notar a distinção entre as camadas de SiO_2 e TiO_2 . As camadas mais brilhantes correspondem aos filmes de TiO_2 , elemento com maior número atómico.

Verifica-se um bom paralelismo entre as camadas, que é de grande importância nas características de transmissão da luz dos filtros. No entanto, as espessuras medidas não correspondem ao esperado. Nas Tabela 4.3 e Tabela 4.4 estabelece-se a comparação entre os valores esperados e os valores medidos para cada um dos filtros produzidos.

Idealmente, as deposições dos filtros seriam realizadas simultaneamente, alterando-se apenas a espessura da camada de ressonância. No entanto devido a dificuldades existentes no sistema de deposição os dois filtros foram construídos separadamente, mantendo-se as condições de deposição.

Observando as imagens SEM obtidas as espessuras das camadas dos espelhos são diferentes, apesar das condições de deposição terem sido mantidas. Tal pode dever-se a falhas de

controlo da espessura, como por exemplo, diferenças na colocação do obturador para interrupção da deposição, ou mesmo ao erro inerente ao próprio sensor de massa de cristal de quartzo.

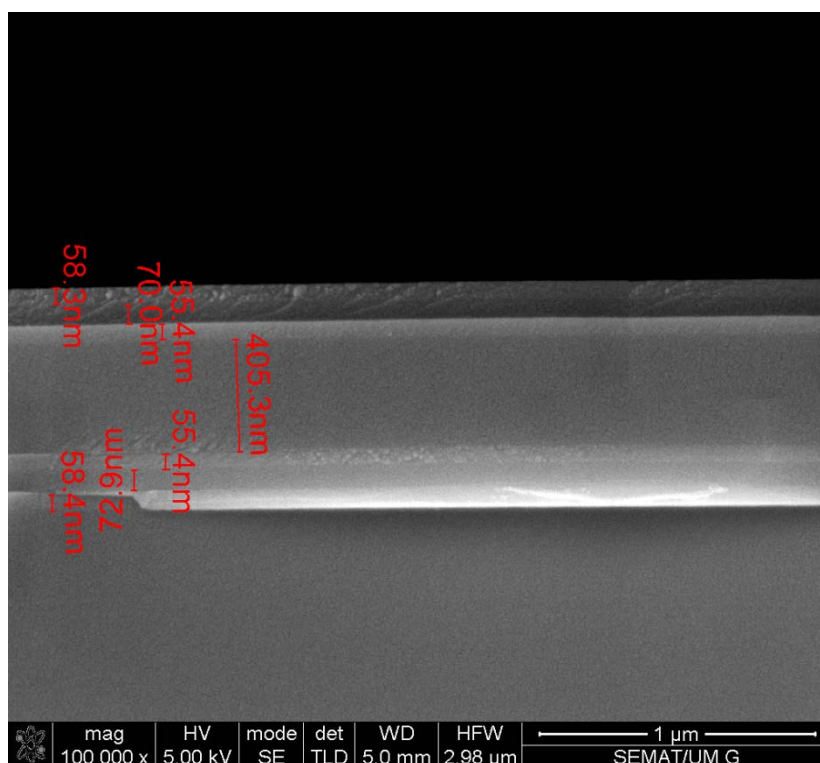


Figura 4.1 Imagem SEM, em corte transversal, do filtro verde.

Tabela 4.3 Valores de espessura pretendida e medida para cada camada do filtro verde.

Filtro	Camada	Material	Espessura pretendida (nm)	Espessura medida (nm)
Verde	1	TiO ₂	40	58.4
	2	SiO ₂	81	72.9
	3	TiO ₂	40	55.4
	4	SiO ₂	437	405.3
	5	TiO ₂	40	55.4
	6	SiO ₂	81	70
	7	TiO ₂	40	58.4

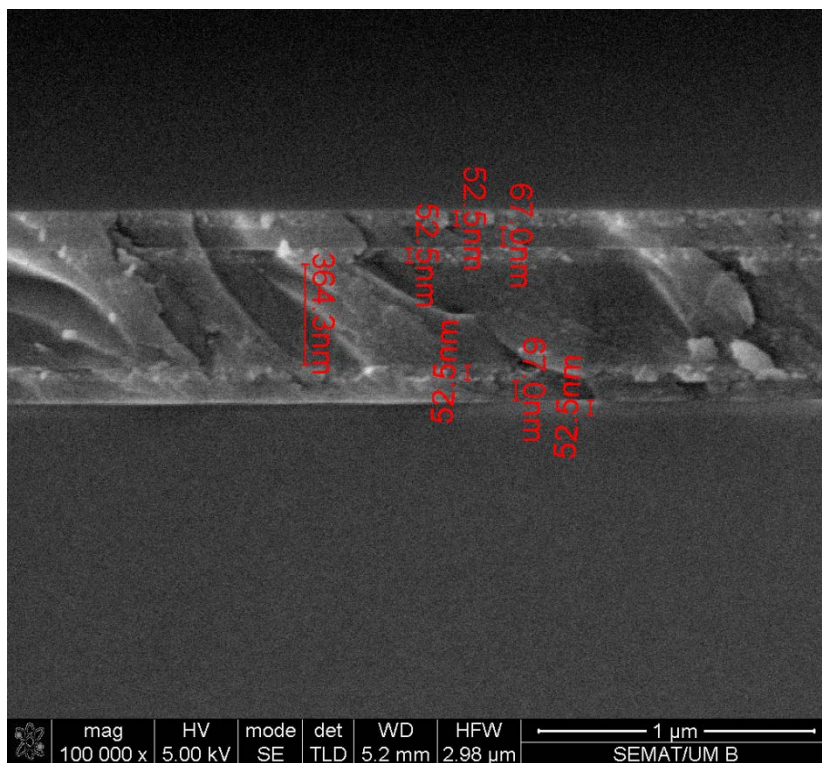


Figura 4.2 Imagem SEM, em corte transversal, do filtro azul.

Tabela 4.4 Valores de espessura pretendida e medida para cada camada do filtro azul.

Filtro	Camada	Material	Espessura pretendida (nm)	Espessura medida (nm)
Azul	1	TiO ₂	40	52.5
	2	SiO ₂	81	67
	3	TiO ₂	40	52.5
	4	SiO ₂	425	364.3
	5	TiO ₂	40	52.5
	6	SiO ₂	81	67
	7	TiO ₂	40	52.5

4.2 Caracterização ótica

O espectro de transmissão dos filtros óticos construídos foi medido, de forma a verificar se o comprimento de onda correspondente ao pico de transmitância máxima é similar às simulações efetuadas e, por conseguinte está de acordo com os valores necessários para obter boas imagens NBI. Estas medições foram realizadas no sistema ótico existente no laboratório que é apresentado na Figura 4.3.

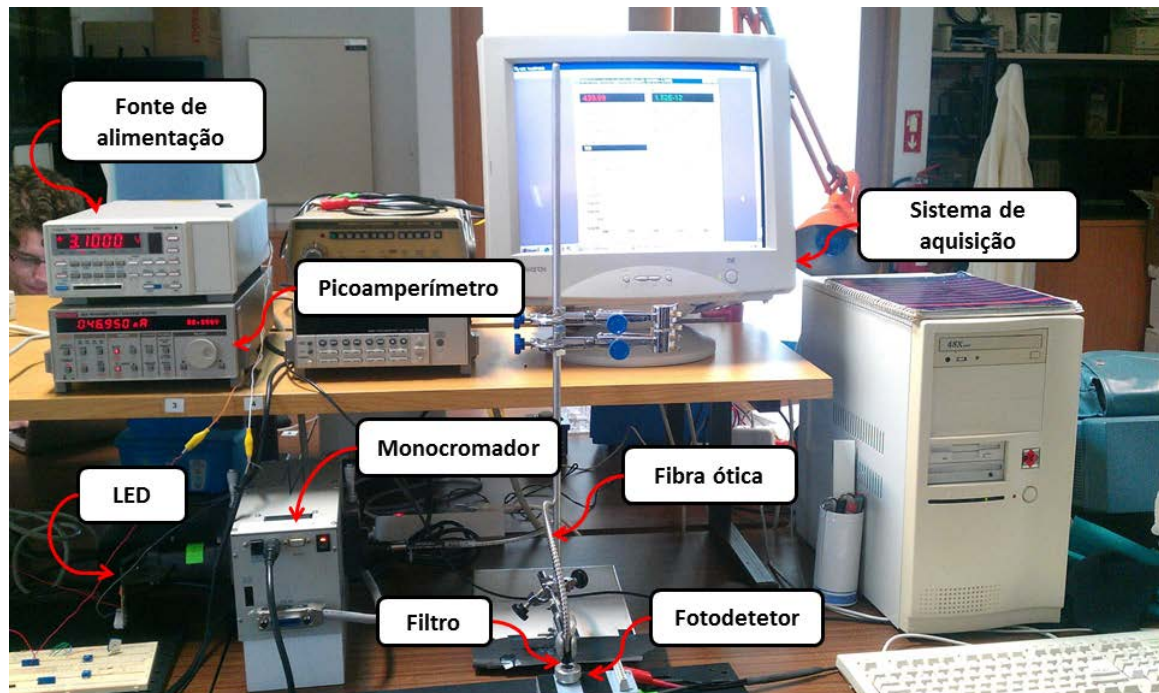


Figura 4.3 Sistema de caracterização ótica.

Este sistema é constituído por um monocromador (*Oriel Cornerstone* modelo 130 1/8 m da *Newport*), uma fibra ótica (modelo: 77563 da *Newport*), um picoamperímetro (modelo: 487 da *Keithley*), um fotodetetor (S1336-5BQ da *Hamamatsu*) e um sistema de aquisição de dados (*software CEC Testpoint*).

À entrada do monocromador foi colocado um LED verde ou azul, para as caracterizações dos filtros verdes ou azuis, respetivamente. A alimentação dos LEDs foi realizada com uma fonte de elevada precisão (modelo 7651 da *Yokogawa*) de forma a simular a alimentação disponível pelas baterias da CE. O feixe de luz proveniente do monocromador é transportado através da fibra ótica. Entre esta e o fotodetetor é colocado o filtro. O monocromador e picoamperímetro estão ligados ao computador para a recolha dos dados. As medições foram realizadas numa sala escura de modo a minimizar a interferência provocada pela luz ambiente.

Caraterização dos filtros óticos

A Figura 4.4 mostra os resultados da transmitância medidos para o filtro verde quando colocado sobre o LED desta cor. É também traçada a emissão espectral relativa do LED, assim com os resultados da simulação, para que seja possível a comparação entre estes dados. Os valores apresentados têm em conta a eficiência do detetor utilizado no sistema de caraterização.

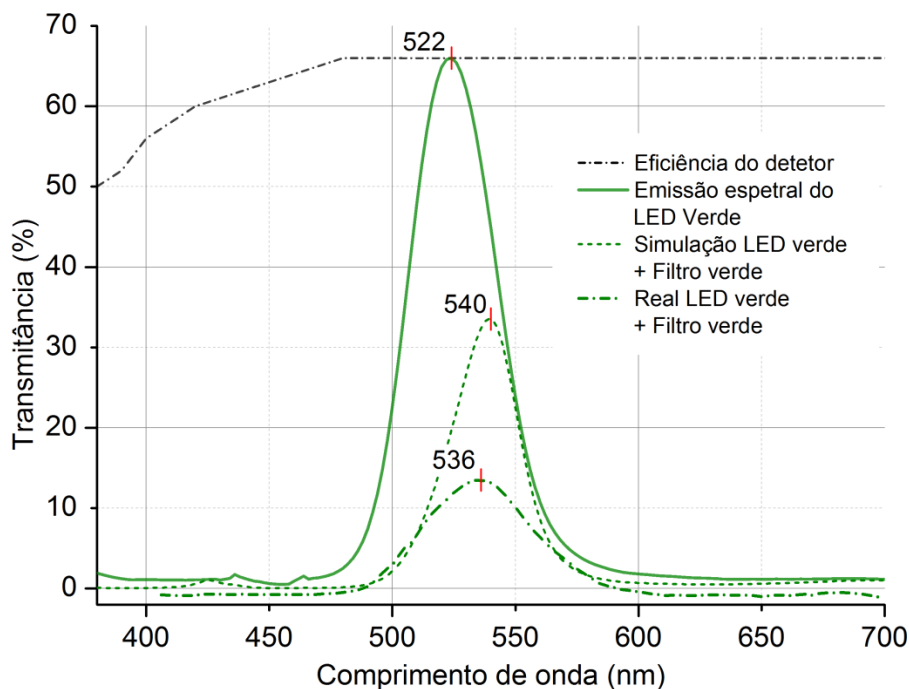


Figura 4.4 Espectro de transmissão do filtro ótico verde fabricado, comparativamente com a simulação e a emissão espectral do LED verde. O gráfico mostra os valores medidos com o fotodetetor comercial.

Constata-se que após a aplicação do filtro construído o pico de emissão espectral do LED se deslocou 14 nm, dos 522 para os 536 nm. Este comprimento de onda aproxima-se do desejado, 540 nm, e que foi obtido nas simulações. No entanto, o valor de transmitância fica aquém do simulado, tendo sido medido um valor máximo de 14% em contraste com os 34% obtidos por simulação. Observa-se, portanto, que a atenuação real do filtro foi superior ao esperado. O FWHM do espectro de transmissão do filtro fabricado é de 52 nm, mais 20 nm que o simulado (32 nm).

Na Figura 4.5 estão apresentados os resultados da transmitância medidos para o filtro azul quando aplicado sobre iluminação azul, cuja emissão espectral é também traçada. Os dados relativos à simulação deste filtro também são apresentados. Foi novamente tida em consideração a eficiência do detetor utilizado.

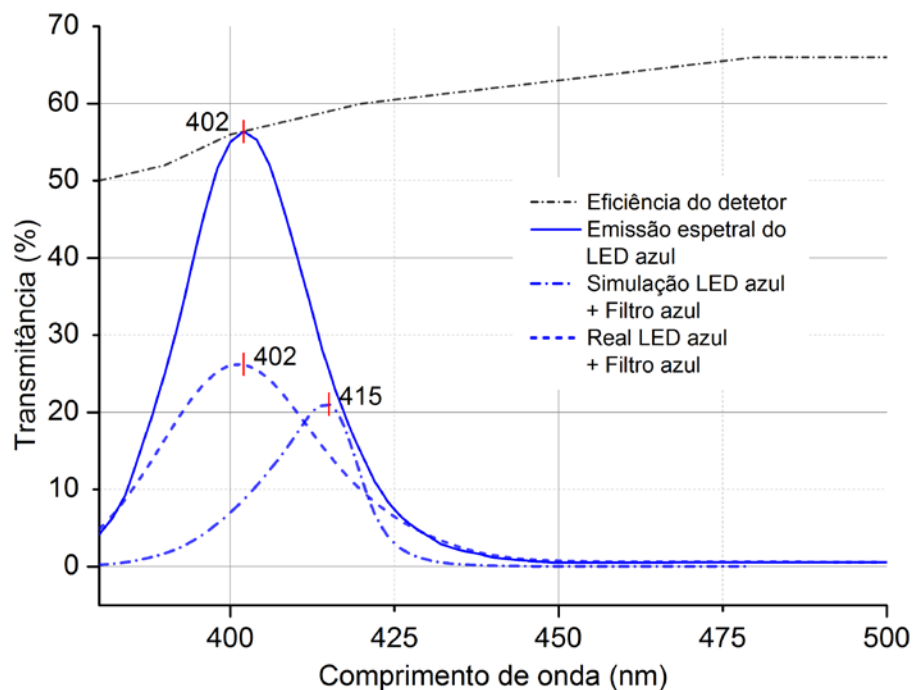


Figura 4.5 Espectro de transmissão do filtro óptico azul fabricado, comparativamente com a simulação e a emissão espectral do LED azul. O gráfico mostra os valores medidos com o fotodetector comercial.

O fotodetector comercial utilizado nas medições apresenta menor eficiência na zona azul do espectro, o que dá origem a que os valores de transmitância apresentados sejam mais baixos.

Neste filtro os resultados obtidos na medição do espectro de transmitância revelam que não existiu qualquer deslocamento em relação ao pico de emissão espectral do LED azul aplicado como iluminante. Assim, o valor máximo de emissão espectral permaneceu nos 402 nm, mas com atenuação da transmitância para os 26% e um novo FWHM de 29 nm.

As discrepâncias entre os dados das simulações e aqueles que foram obtidos experimentalmente prendem-se em primeiro lugar com as diferenças nas espessuras das diferentes camadas. Não foram integralmente reproduzidas as espessuras pretendidas, o que altera significativamente a resposta espectral dos filtros.

Por outro lado, não foi possível garantir a estequiometria do TiO_2 obtido por pulverização catódica reativa. Neste processo, existe um grande conjunto de factores que influenciam as características dos filmes, sendo ainda difícil a reprodutibilidade das condições de deposição para a obtenção de filmes com características semelhantes em ambos os filtros.

Caraterização dos filtros óticos

Como mencionado anteriormente, a rugosidade dos filmes têm uma influência significativa na dispersão da luz, e portanto dados relativos à rugosidade das diferentes camadas dos filtros produzidos seriam relevantes na avaliação das suas caraterísticas óticas.

É ainda relevante referir que os índices de refração dos materiais utilizados nas simulações (existentes na base de dados do *software*) e os valores reais de índice de refração dos filmes produzidos podem diferir. As variações de estequiometria podem dar origem a alterações no índice de refração que, por conseguinte, têm grande influência na resposta espectral dos filtros. Medições experimentais dos índices de refração, assim como do equilíbrio estequiométrico dos materiais seriam importantes para otimizar os parâmetros, quer de simulação quer de deposição dos filmes finos.

O aumento do número de camadas dos espelhos poderia melhorar a performance dos filtros, pois levaria a maior refletância dos comprimentos de onda a eliminar. No entanto, o processo de fabrico, assim como o controlo das espessuras, tornar-se-ia mais complexo.

5 Conclusões

5.1 Sistema *Narrow Band Imaging* (NBI)

A endoscopia por cápsula apresenta-se como uma alternativa promissora para um diagnóstico não invasivo do trato GI. Apresenta, no entanto, algumas limitações, como a falta de controlo da sua locomoção e a impossibilidade de realização de biopsias.

A evolução da investigação nesta área tem vindo a revelar soluções que permitem contornar estas limitações. Relativamente às biopsias, existem diversos métodos óticos que possibilitam a obtenção de informações morfológicas, estruturais ou bioquímicas sobre a mucosa e permitem um diagnóstico em tempo real e não invasivo.

O NBI é uma das técnicas de “biopsia ótica” com grande potencial para aplicação na CE, que permite que sejam obtidas informações relativas ao nível de vascularização da mucosa. Uma vez que este tipo de informação está inteiramente relacionado com o estado de inflamação dos tecidos, a distinção do padrão vascular permite identificar diversas patologias que, de outra forma, seriam praticamente impercetíveis.

Esta dissertação teve como objetivo aliar as vantagens inerentes à endoscopia por cápsula a este método ótico de diagnóstico. Assim, é possível acrescentar valor de diagnóstico a este dispositivo e, de certo modo, colmatar a impossibilidade de biopsia dos tecidos suspeitos de patologia.

Foi conseguida a adaptação de novos LEDs na CE, com luz verde e azul. A construção de filtros óticos para obtenção de iluminação nos comprimentos de onda pretendidos revelou-se possível, embora o controlo de todos os parâmetros e condições de deposição influencie de forma significativa a qualidade dos filtros produzidos.

Para a gama verde da iluminação NBI foi obtido um filtro com um pico de emissão espectral nos 536 nm, muito próximo dos 540 nm desejados. Considerando factores como os índices de refração reais dos materiais nas simulações, seria possível o ajuste da espessura dos filtros para obtenção do comprimento de onda desejado. Por outro lado, o equilíbrio estequiométrico dos materiais depositados influencia fortemente as suas propriedades óticas. O conhecimento destes

dados permitiria novos ajustes das condições de deposição para obtenção das propriedades requeridas.

O filtro verde produzido foi colocado numa CE sobre LEDs verdes. Na Figura 5.1 é possível observar a iluminação verde emitida pela CE após alteração dos LEDs e aplicação dos filtros óticos.



Figura 5.1 Teste da CE após alteração da iluminação e aplicação de filtros óticos.

5.2 Perspetivas Futuras

A otimização dos filtros, nomeadamente na estequiometria dos materiais depositados e espessura dos filmes é uma das perspetivas futuras desta dissertação. Isto teria o intuito de aumentar a qualidade dos filtros produzidos e assim obter comprimentos de onda mais próximos dos 415 e 540 nm necessários para enfatizar os vasos da mucosa GI.

A medição dos valores do índice de refração reais dos materiais depositados permitiria o ajuste das simulações e por conseguinte, da espessura das camadas dos filtros óticos.

Outro ponto que poderá ser estudado é o controlo da ativação deste tipo de iluminação. Idealmente seria desejável a possibilidade de alternar entre a iluminação branca, que permite visualizar o aspeto real da mucosa, e a iluminação NBI para inspeção da vascularização. A aplicação de um *switch* magnético na CE é uma possibilidade. Este *switch* seria ativado

externamente pela presença de um campo magnético controlado o que permitiria a comutação deste componente. Assim, na ausência do campo magnético estaria ativa a iluminação branca. Por sua vez, na presença deste campo a iluminação NBI seria ativada.

Este tipo de ativação da iluminação foi analisado, tal como ilustra a Figura 5.2

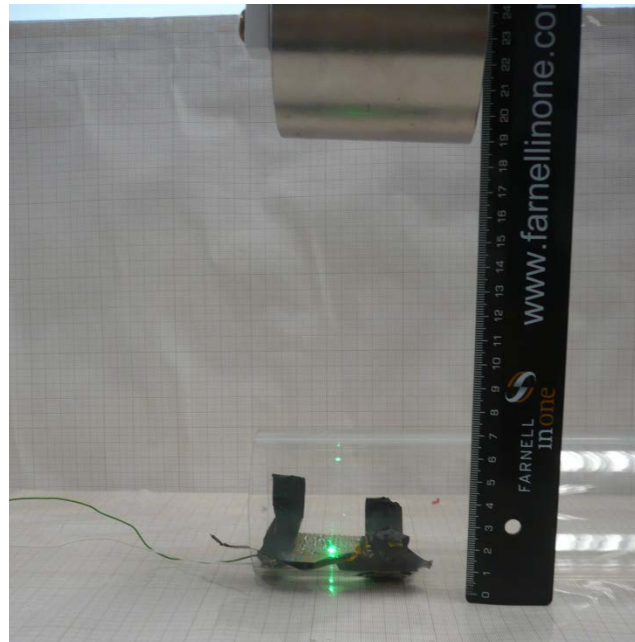


Figura 5.2 Teste da ativação da iluminação na presença de um campo magnético.

Verificou-se que na presença de um ímã externo a uma distância de aproximadamente 18 cm o *switch* comuta e a iluminação verde é ativada. A esta distância foi medido o valor de campo magnético, utilizando um gaussímetro (GM08, *Hirst Magnetics*) com uma probe de Hall transversal (TP002), verificando-se aproximadamente 12 mT.

A realização de um estudo mais aprofundado de vários tipos de *switch* magnéticos, com diferentes sensibilidades ao campo aplicado, permitiria otimizar a distância e intensidade de campo magnético necessária para a ativação da iluminação NBI.

A possibilidade de incorporar na mesma CE as funcionalidades de locomoção e iluminação NBI seria o cenário desejado, já que traria possibilidade de direcionar o campo de visão do dispositivo para a posição mais apropriada e posteriormente ativar a iluminação NBI para análise da vascularização.

Bibliografia

- [1] S. K. Majumdar, "A short history of gastrointestinal endoscopy.," *Bulletin of the Institute of Medicine (Hyderabad)*, vol. 23, no. 1, pp. 67–86, Jan. 1993.
- [2] G. Berci and K. Forde, "History of endoscopy: What lessons have we learned from the past?," *Surgical Endoscopy*, vol. 14, no. 1, pp. 5–15, Jan. 2000.
- [3] W. Sircus, "Milestones in the evolution of endoscopy: a short history," *The journal of the Royal College of Physicians of Edinburgh*, vol. 33, no. 2, pp. 124–34, Jan. 2003.
- [4] M. V Sivak, "Gastrointestinal endoscopy: past and future.," *Gut*, vol. 55, no. 8, pp. 1061–4, Aug. 2006.
- [5] P. B. Cotton and C. B. Williams, "Basic Endoscopic Equipment," in *Practical Gastrointestinal Endoscopy*, Fourth Edi., Blackwell Scientific Publications, 1996.
- [6] G. Ciuti, A. Menciassi, and P. Dario, "Capsule endoscopy: from current achievements to open challenges.," *IEEE reviews in biomedical engineering*, vol. 4, pp. 59–72, Jan. 2011.
- [7] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy," *Nature*, vol. 405, no. 25, p. 417, 2000.
- [8] T. Nakamura and A. Terano, "Capsule endoscopy: past, present, and future.," *Journal of gastroenterology*, vol. 43, no. 2, pp. 93–9, Jan. 2008.
- [9] L. R. Fisher and W. L. Hasler, "New vision in video capsule endoscopy: current status and future directions.," *Nature reviews. Gastroenterology & hepatology*, vol. 9, no. 7, pp. 392–405, Jan. 2012.
- [10] W. A. Qureshi, "Current and future applications of the capsule camera.," *Nature reviews. Drug discovery*, vol. 3, no. 5, pp. 447–50, May 2004.
- [11] M. Delvaux and G. Gay, "Capsule endoscopy: technique and indications.," *Best practice & research. Clinical gastroenterology*, vol. 22, no. 5, pp. 813–37, Jan. 2008.
- [12] J. Gerber, A. Bergwerk, and D. Fleischer, "A capsule endoscopy guide for the practicing clinician: technology and troubleshooting.," *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 66, no. 6, pp. 1188–95, Dec. 2007.
- [13] S. Bang, J. Y. Park, S. Jeong, Y. H. Kim, H. B. Shim, T. S. Kim, D. H. Lee, and S. Y. Song, "First clinical trial of the 'MiRo' capsule endoscope by using a novel transmission technology: electric-field propagation.," *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 69, no. 2, pp. 253–9, Feb. 2009.

- [14] Z. Liao, "Fields of applications, diagnostic yields and findings of OMOM capsule endoscopy in 2400 Chinese patients," *World Journal of Gastroenterology*, vol. 16, no. 21, p. 2669, 2010.
- [15] CapsoVision, "Capsovision." [Online]. Available: <http://www.capsovision.com/>.
- [16] S. C. Park, B. Keum, Y. S. Seo, Y. S. Kim, Y. T. Jeon, H. J. Chun, S. H. Um, C. D. Kim, and H. S. Ryu, "Effect of bowel preparation with polyethylene glycol on quality of capsule endoscopy.," *Digestive diseases and sciences*, vol. 56, no. 6, pp. 1769–75, Jun. 2011.
- [17] R. K. Jain and S. Jain, "Capsule Endoscopy : A Comprehensive Review," in *New Techniques in Gastrointestinal Endoscopy*, 2011, pp. 85–102.
- [18] A. J. Lucendo and D. Guagnozzi, "Small bowel video capsule endoscopy in Crohn's disease: What have we learned in the last ten years?," *World journal of gastrointestinal endoscopy*, vol. 3, no. 2, pp. 23–9, Feb. 2011.
- [19] A. Moglia, A. Menciassi, M. O. Schurr, and P. Dario, "Wireless capsule endoscopy: from diagnostic devices to multipurpose robotic systems.," *Biomedical microdevices*, vol. 9, no. 2, pp. 235–43, Apr. 2007.
- [20] M. Waterman and I. M. Gralnek, "Capsule endoscopy of the esophagus.," *Journal of clinical gastroenterology*, vol. 43, no. 7, pp. 605–12, Aug. 2009.
- [21] Z. Fireman, "Capsule endoscopy: Future horizons.," *World journal of gastrointestinal endoscopy*, vol. 2, no. 9, pp. 305–7, Sep. 2010.
- [22] T. D. Wang and J. V. A. N. Dam, "Optical Biopsy: A New Frontier in Endoscopic Detection and Diagnosis," *Clinical Gastroenterology and Hepatology*, vol. 2, no. 9, pp. 744–753, 2004.
- [23] S. Anandasabapathy, "Novel Endoscopic Techniques for the Detection of Barrett ' s Dysplasia," *Gastrointestinal Cancer Research*, vol. 2, no. 2, pp. 81–84, 2008.
- [24] R. S. Dacosta, B. C. Wilson, and N. E. Marcon, "Spectroscopy and fluorescence in esophageal diseases.," *Best practice & research. Clinical gastroenterology*, vol. 20, no. 1, pp. 41–57, Feb. 2006.
- [25] J. W. Tunnell, A. S. Haka, S. a. McGee, J. Mirkovic, and M. S. Feld, "Diagnostic tissue spectroscopy and its applications to gastrointestinal endoscopy," *Techniques in Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 5, no. 2, pp. 65–73, Apr. 2003.
- [26] R. S. Dacosta, B. C. Wilson, and N. E. Marcon, "New optical technologies for earlier endoscopic diagnosis of premalignant gastrointestinal lesions.," *Journal of gastroenterology and hepatology*, vol. 17 Suppl, pp. S85–104, Feb. 2002.
- [27] J. Van Dam, "Novel methods of enhanced endoscopic imaging.," *Gut*, vol. 52 Suppl 4, pp. iv12–6, Jun. 2003.

- [28] G. Galloro, "High technology imaging in digestive endoscopy.," *World journal of gastrointestinal endoscopy*, vol. 4, no. 2, pp. 22–7, Feb. 2012.
- [29] K. Gono, "An Introduction to Highresolution Endoscopy and Narrowband Imaging," in *Comprehensive Atlas of High Resolution Endoscopy and Narrowband Imaging*, First Edit., J. Cohen, Ed. Blackwell Publishing, 2007, pp. 9–22.
- [30] K. Kuznetsov, R. Lambert, and J. Rey, "Narrow-band imaging: potential and limitations.," *Endoscopy*, vol. 38, no. 1, pp. 76–81, 2006.
- [31] M. Muto, T. Horimatsu, Y. Ezoe, S. Morita, and S. Miyamoto, "Improving visualization techniques by narrow band imaging and magnification endoscopy.," *Journal of gastroenterology and hepatology*, vol. 24, no. 8, pp. 1333–46, Aug. 2009.
- [32] L. M. W. K. Song, D. G. Adler, J. D. Conway, D. L. Diehl, F. a Farraye, S. V Kantsevoy, 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.
- [33] C. Gheorghe, "Narrow-band imaging endoscopy for diagnosis of malignant and premalignant gastrointestinal lesions.," *Journal of gastrointestinal and liver diseases*, vol. 15, no. 1, pp. 77–82, Mar. 2006.
- [34] Olympus Corporation, "Narrow Band Imaging (NBI) endoscopic technology, useful in early cancer detection, selected for the Prime Minister Prize at the 2011 National Commendation for Invention," 2011. [Online]. Available: <http://www.olympus-global.com/en/news/2011a/nr110526awarde.html>.
- [35] K. Gono, T. Obi, M. Yamaguchi, N. Ohyama, H. Machida, Y. Sano, S. Yoshida, Y. Hamamoto, and T. Endo, "Appearance of enhanced tissue features in narrow-band endoscopic imaging.," *Journal of biomedical optics*, vol. 9, no. 3, pp. 568–77, 2004.
- [36] T. Matsumoto, T. Kudo, Y. Jo, M. Esaki, T. Yao, and M. Iida, "Magnifying colonoscopy with narrow band imaging system for the diagnosis of dysplasia in ulcerative colitis: a pilot study.," *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 66, no. 5, pp. 957–65, Nov. 2007.
- [37] M. Hirata, S. Tanaka, S. Oka, I. Kaneko, S. Yoshida, M. Yoshihara, and K. Chayama, "Magnifying endoscopy with narrow band imaging for diagnosis of colorectal tumors.," *Gastrointestinal endoscopy*, vol. 65, no. 7, pp. 988–95, Jun. 2007.
- [38] A. Rastogi, J. Keighley, V. Singh, P. Callahan, A. Bansal, S. Wani, and P. Sharma, "High accuracy of narrow band imaging without magnification for the real-time characterization of polyp histology and its comparison with high-definition white light colonoscopy: a prospective study.," *The American journal of gastroenterology*, vol. 104, no. 10, pp. 2422–30, Oct. 2009.
- [39] C. G. Costa, M. F. Silva, and J. H. Correia, "Sistema de Iluminação Narrow Band Imaging para cápsulas endoscópicas." *Semana Digestiva 2012*, 2012.

- [40] D. Filip, OrlyYadid-Pecht, C. N. Andrews, and M. P. Mintchev, "Design, Implementation, and Testing of a Miniature Self-stabilizing Capsule Endoscope with Wireless Image Transmission Capabilities," *International Journal "Information Technologies & Knowledge"*, vol. 5, no. 1, pp. 3–24, 2011.
- [41] M. Ferreira, *Ótica e Fotónica*. Lisboa: Lidel-edições técnicas, 2003.
- [42] H. A. Macleod, *Thin-Film Optical Filters*, 3rd ed. Bristol: IOP Publishing Ltd, 1986.
- [43] J. H. G. Correia, "OPTICAL MICROSYSTEMS IN SILICON BASED ON A FABRY-PEROT RESONANCE CAVITY, Application for spectral analysis of visible light," Delft University of Technology, 1999.
- [44] TFCalc, "Thin Film Design Software for Windows," no. 503. Spectra Software, 2002.
- [45] D. Mattox, *Handbook of Physical Vapour Deposition (PVD) Processing: Film Formation, Adhesion, Surface Preparation & Contamination Control*. 1998.
- [46] S. Jeong, J. Kim, B. Kim, S. Shim, and B. Lee, "Characterization of SiO₂ and TiO₂ films prepared using rf magnetron sputtering and their application to anti-reflection coating," *Vacuum*, vol. 76, pp. 507–515, 2004.
- [47] A. A. R. Elshabini-Riad and F. D. Barlow, *Thin Film Technology Handbook*. New York: McGraw-Hill, 1998.
- [48] K. Seshan, *Handbook of Thin Film Deposition Processes and Techniques: Principles, Methods, Equipment and Applications*, Second Edi. William Andrew Publishing/Noyes, 2002.
- [49] A. G. Rolo and M. J. M. Gomes, "Técnicas de Produção de Nanoestruturas Semicondutoras," in *Nanoestruturas Semicondutoras-Fundamentos y Aplicaciones*, 2003, pp. 155–170.
- [50] A. C. S. M. da R. Fernandes, "Desenvolvimento de filmes finos de TiCxOy," Universidade do Minho, 2011.
- [51] M. Maqbool, "Growth, Characterization and Luminescence and Optical properties of Rare-Earth elements and Transition Metals doped in Wide Bandgap Nitride Semiconductors.," College of Arts and Sciences of Ohio University, 2005.
- [52] M. Silva, "Filmes finos para aplicações termoelectricas," Universidade do Minho, 2010.
- [53] W. S. Lin, L. M. Kao, W. P. Li, C. Y. Hsu, and K. H. Hou, "Fabricating TiO₂ Photocatalysts by rf Reactive Magnetron Sputtering at Varied Oxygen Partial Pressures," *Journal of Materials Engineering and Performance*, vol. 20, no. 6, pp. 1063–1067, Aug. 2010.
- [54] E. V. Buta, P. Pascariu, F. Prihor, L. Vlad, V. Pohoată, R. Apetrei, D. Luca, A. Nastuță, I. Alupoaei, and D. Mardare, "Characterization of sputtered TiO₂ thin films," *ANALELE*

- ȘTIINȚIFICE ALE UNIVERSITĂȚII "AL. I. CUZA" IAȘI, Tomul IV, s. Biofizică, Fizică medicală și Fizica mediului, no. 11, pp. 1–6, 2008.
- [55] J. Ouyang, "Effect of Deposition Parameters in RF-Sputtering of Titanium Dioxide Thin Films for Non-Volatile Memory," *NNIN REU Research Accomplishments*, pp. 88–89, 2008.
- [56] S. S. Pradhan, S. Sahoo, and S. K. Pradhan, "Influence of annealing temperature on the structural, mechanical and wetting property of TiO₂ films deposited by RF magnetron sputtering," *Thin Solid Films*, vol. 518, pp. 6904–6908, 2010.
- [57] M. M. Hasan, A. S. M. A. Haseeb, R. Saidur, H. H. Masjuki, and M. Hamdi, "Influence of substrate and annealing temperatures on optical properties of RF-sputtered TiO₂ thin film," *Optical Materials*, vol. 32, pp. 690–695, 2010.
- [58] Y. Abe, K. Takamura, M. Kawamura, and K. Sasaki, "Target surface oxide layer formed by reactive sputtering of Ti target in Ar+O₂ mixed gas," *Journal of Vacuum Science & Technology A: Vacuum, Surfaces, and Films*, vol. 23, no. 5, pp. 1371–1374, 2005.
- [59] V. Bhatt and S. Chandra, "Silicon dioxide films by RF sputtering for microelectronic and MEMS applications," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 17, pp. 1066–1077, 2007.
- [60] V. Bhatt and S. Chandra, "Stress evaluation of RF sputtered silicon dioxide films for MEMS," *Indian Journal of Pure and Applied Physics*, vol. 45, no. April, pp. 377–381, 2007.
- [61] I. Tanahashi, Y. Manabe, T. Tohda, S. Sasaki, and A. Nakamura, "Optical nonlinearities of Au/SiO₂ composite thin films prepared by a sputtering method," *Journal of Applied Physics*, vol. 79, no. 3, p. 1244, 1996.
- [62] S. Chandra, V. Bhatt, and R. Singh, "RF sputtering: A viable tool for MEMS fabrication," *Sadhana*, vol. 34, no. August, pp. 543–556, 2009.
- [63] X. Liu, J. Zhang, Z. Yan, S. Ma, and Y. Wang, "Photoluminescence from SiC Nanocrystals Embedded in SiO₂," *Materials Physics and Mechanics*, vol. 4, pp. 85–88, 2001.
- [64] M. Silva, C. Costa, L. Goncalves, and J. Correia, "TiO₂/SiO₂ optical filters based on Fabry-Perot resonators for endoscopy," in *Proc. of MME 2012*, 2012.
- [65] S. Jeong, B. Kim, B. Lee, and J. Kim, "Structural and Optical Properties of TiO₂ Films Prepared Using Reactive RF Magnetron Sputtering," *Journal of the Korean Physical Society*, vol. 41, no. 1, pp. 67–72, 2002.

Anexos

Anexo I – Índices de refração do SiO₂ e TiO₂

Tabela I.I Índices de refração do dióxido de silício (SiO₂) para diferentes comprimentos de onda.

Comprimento de onda (nm)	Índice de refração
300	1,478
350	1,472
400	1,467
450	1,463
500	1,459
550	1,455
600	1,452
650	1,450
700	1,446
900	1,437
1000	1,434

Tabela I.II Índices de refração do dióxido de titânio (TiO₂) para diferentes comprimentos de onda.

Comprimento de onda (nm)	Índice de refração
380	2,550
425	2,490
450	2,469
475	2,444
500	2,422
525	2,402
550	2,385
575	2,370
600	2,351
625	2,343
650	2,337
675	2,331
750	2,322
775	2,317
800	2,313
825	2,311
850	2,309
900	2,305
1000	2,300
1060	2,299

Anexo II – Eficiência do detetor S1336-5BQ da *Hamamatsu*

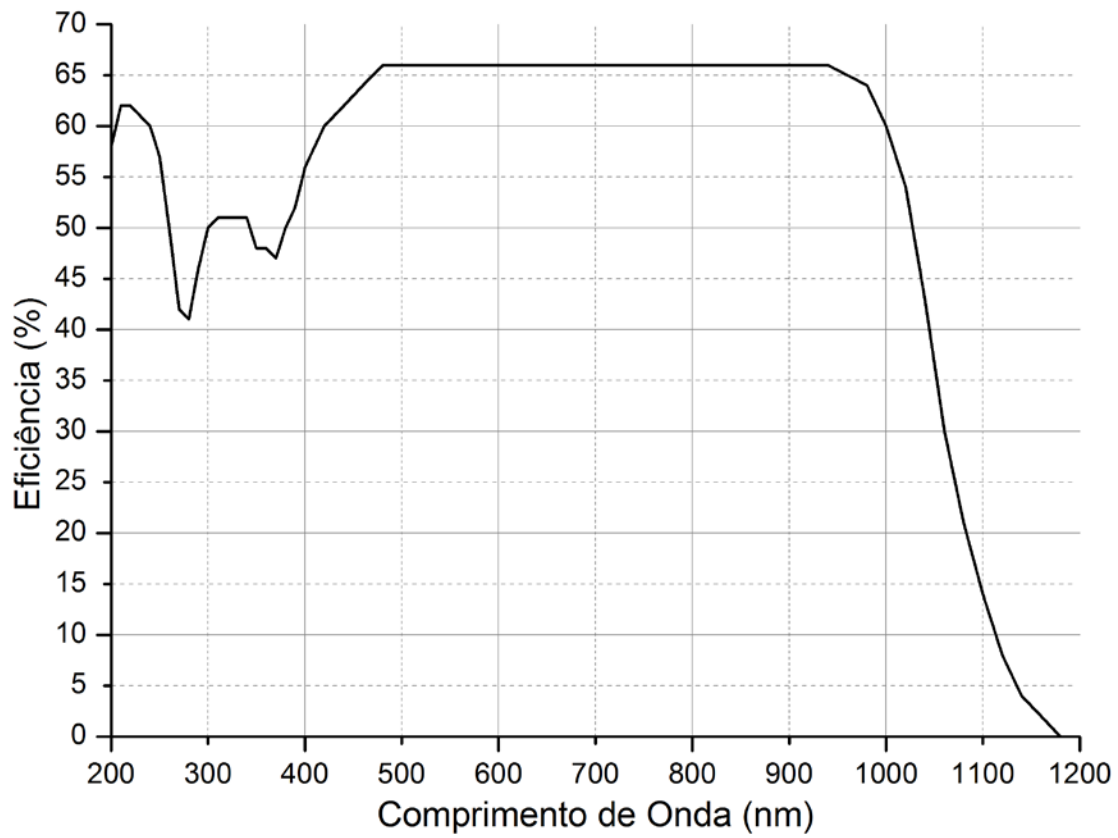


Figura II.1 Eficiência vs comprimento de onda do detetor.