



Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Marino de Jesus Correia Maciel

Sistema miniaturizado de Tomografia  
de Coerência Ótica - MiniOCT

Marino de Jesus Correia Maciel - Sistema miniaturizado de Tomografia de Coerência Ótica - MiniOCT

**FCT** Fundação para a Ciência e a Tecnologia

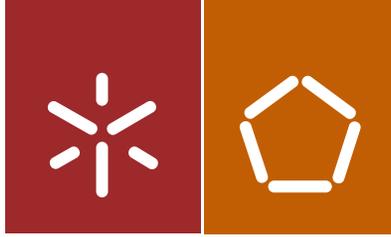
MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR



UMinho | 2018

fevereiro de 2018





Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Marino de Jesus Correia Maciel

Sistema miniaturizado de Tomografia  
de Coerência Ótica - MiniOCT

Tese de Doutoramento  
Programa Doutoral em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação do  
Professor Doutor José Higinio Correia

fevereiro de 2018

## DECLARAÇÃO

**Nome:** Marino de Jesus Correia Maciel

**Endereço eletrónico:** id4952@alunos.uminho.pt; **Telefone:** 917 787 696

**Número do Cartão de Cidadão:** 13602496

**Título da tese:** Sistema miniaturizado de Tomografia de Coerência Ótica - MiniOCT

**Orientador:** Professor Doutor José Higinio Gomes Correia

**Ano de conclusão:** 2018

**Designação do Ramo de Conhecimento do Doutoramento:** Programa Doutoral em Engenharia Biomédica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE/TRABALHO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Universidade do Minho,

Assinatura: Marino de Jesus Correia Maciel

## DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração da presente tese. Confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri à prática de plágio ou a qualquer forma de falsificação de resultados.

Mais declaro que tomei conhecimento integral do Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

Universidade do Minho,

**Nome completo:** Marino de Jesus Correia Maciel

Assinatura: Marino de Jesus Correia Maciel



---

## **Agradecimentos**

A realização desta tese de doutoramento representou para mim uma fase importante de desenvolvimento académico e, sobretudo, pessoal. Como tal, gostava de expressar alguns agradecimentos.

Em primeiro lugar, expresso um sincero agradecimento ao meu orientador professor doutor José Higinio Correia pela aposta em mim, pela orientação, pelos conselhos, pelas propostas e ideias sempre corretas e pela experiência partilhada. Muito obrigado por tudo!

Agradeço também ao professor doutor Reinoud Wolffenbuttel, da Delft University of Technology – TUDelft, pelas correções e ajuda na escrita dos artigos.

Um agradecimento especial às pessoas que me ajudaram diretamente nos trabalhos realizados, nomeadamente ao Alexandre, à Beatriz e à Ângela pela ajuda nos cortes no dicer; à Catarina, pela ajuda no Zemax; ao João e Manuel, pelas deposições; à Vânia e à Eliana, pelas medições no perfilómetro e ao Nuno, responsável de laboratório.

Aos responsáveis do laboratório de ótica do INESC-TEC da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, agradeço a disponibilidade e oportunidade que me ofereceram para familiarização com o sistema SD-OCT e pela ajuda nas medições efetuadas.

Sem dúvida, agradeço aos colegas de laboratório que, acima de tudo, se revelaram uns amigos para a vida. Obrigado pelos bons momentos que passamos em conjunto.

Ao meu amigo e afilhado Paulo, à minha amiga e companheira do percurso académico Sara, à Li e à Joana, obrigado por todo o apoio e por estarem sempre presentes nesta minha jornada.

Por fim, agradeço à minha família, da qual tenho um orgulho interminável. Obrigado pais, avó, irmãos, cunhados e sobrinhos. Com vocês tudo se torna mais fácil.

---

O autor, Marino de Jesus Correia Maciel, teve o apoio financeiro da FCT - Fundação para a Ciência e Tecnologia, no âmbito da bolsa de doutoramento com a referência SFRH/BD/95706/2013.



---

## Resumo

A Tomografia de Coerência Ótica (OCT) é uma técnica de imagem ótica que revolucionou o mundo de diagnóstico médico. Baseada no princípio físico interferometria ótica de baixa coerência, a OCT é essencialmente utilizada na oftalmologia para obtenção de imagens tomográficas detalhadas da retina. Os sistemas de OCT atuais apresentam dimensões macro e operam no domínio espectral (SD-OCT), em contraste com a primeira geração de dispositivos OCT no domínio temporal (TD-OCT). Esta tese de doutoramento apresenta o desenvolvimento de um sistema OCT miniaturizado baseado num interferómetro de Michelson. Este consiste num divisor ótico (DFO) baseado num dielétrico de dióxido de silício ( $\text{SiO}_2$ )/dióxido de titânio ( $\text{TiO}_2$ ) e em micro espelhos de crómio/ouro. Os componentes óticos são depositados em superfícies de  $45^\circ$  para permitir separação horizontal e vertical do feixe de luz incidente no micro sistema integrado final.

Na região espectral de 1050 nm ( $\pm 25$  nm), o micro DFO com uma taxa de divisão 50/50 é obtido com um dielétrico baseado em apenas 5 camadas: 3 de  $\text{SiO}_2$  e 2 de  $\text{TiO}_2$ . O mínimo número de camadas a ser utilizado resulta em menores flutuações na multicamada ótica final. O crómio é utilizado para garantir uma boa adesão entre o wafer de vidro e o espelho de ouro. O fabrico é baseado em 2 fases standard: o corte de wafers de vidro, recorrendo a lâminas de corte especialmente fabricadas, com  $45^\circ$  de inclinação, e a consequente deposição da multicamada dielétrica e das camadas metálicas. Da otimização do processo de corte resultaram superfícies óticas com elevada qualidade e uma rugosidade superficial de 19.76 nm. A altura das superfícies de  $45^\circ$  é de 400  $\mu\text{m}$ , de acordo com o design do protótipo MiniOCT, com dimensões aproximadas de 4.5 mm (C)  $\times$  4.5 mm (L)  $\times$  0.7-1.4 mm (A).

O DFO dielétrico, depositado por pulverização catódica em magnetron por radiofrequência, apresenta transmitância e refletância óticas ligeiramente desfasadas dos valores teóricos, calculados nas simulações. Esta diferença resulta dos desvios verificados nas camadas individuais depositadas. Em termos de transmitância, foi verificado um desvio médio de cerca de 14%. O crómio, depositado por evaporação por feixe de eletrões, permite uma boa adesão entre o wafer de vidro e o filme fino de ouro, depositado por evaporação térmica. O MiniOCT pode ser facilmente adaptado para outras regiões espectrais, de acordo com a aplicação OCT pretendida.

O processo de fabrico num wafer permite um processamento rápido e de baixo custo, dimensões reduzidas e a possibilidade de alinhamento/integração com outros microcomponentes óticos num wafer para imagiologia integrada OCT. Este trabalho representa os primeiros passos na miniaturização OCT utilizando tecnologias MEMS num substrato de vidro.

---

---

## Abstract

Optical Coherence Tomography (OCT) is an optical imaging technology which has revolutionized the medical world. Based on physical principle low-coherence interferometry, OCT is essentially used in ophthalmology to obtain detailed tomographic images of retina. Current OCT systems present macro dimensions and operate in spectral domain (SD-OCT), in contrast to the first generation of OCT in time domain (TD-OCT). This PhD thesis presents the development of a miniaturized OCT system based in an optical Michelson interferometer. This essential component consists on a silicon dioxide ( $\text{SiO}_2$ )/titanium dioxide ( $\text{TiO}_2$ ) dielectric beam splitter (BS) and chromium/gold micro-mirrors. These optical components are deposited on  $45^\circ$  tilted surfaces to allow the horizontal/vertical separation of the incident beam in the final micro-integrated system.

For the spectral range of 1050 nm (+/- 25 nm), the micro BS with a split ratio of 50/50 is obtained with a dielectric based on only 5 layers: 3 of  $\text{SiO}_2$  and 2 of  $\text{TiO}_2$ . A minimum number of layers to be used provides lower fluctuation in the final optical multilayer. The chromium is used to guarantee a good adhesion between glass wafer and gold mirror. The fabrication is based on 2 standard steps: the saw-dicing of glass wafer, with custom-made  $45^\circ$  blades, and the subsequent deposition of dielectric multilayer and metal layers. From the optimization of  $45^\circ$  saw dicing process results optical surfaces with high quality and a surface rugosity of 19.76 nm. The height of the  $45^\circ$  surfaces is 400  $\mu\text{m}$ , according to the design of the MiniOCT prototype, with approximate dimensions of 4.5 mm (L)  $\times$  4.5 mm (W)  $\times$  0.7-1.4 mm (H).

The dielectric BS, deposited by RF magnetron sputtering, presents optical transmittance and reflectance slightly different from the theoretical values, calculated in the simulations. This difference results from the deviation on the individual layers deposited in the dielectric. In terms of transmittance, it was verified a mean difference of 14 %. The chromium, deposited by electron beam, provides a good adhesion between glass wafer and the thin film of gold, deposited by thermal evaporation. The MiniOCT could be easily adapted to other spectral ranges, according to the OCT application.

The proposed wafer-level fabrication allows rapid and low-cost processing, high compactness and the possibility of wafer-level alignment/assembly with other optical micro components for OCT integrated imaging. This work represents the first steps towards OCT miniaturization using optical MEMS technologies on glass substrate.

---

---

## Índice

AGRADECIMENTOS.....	V
RESUMO .....	VII
ABSTRACT .....	IX
ÍNDICE DE FIGURAS .....	XV
ÍNDICE DE TABELAS.....	XIX
LISTA DE ABREVIATURAS.....	XXI
LISTA DE SÍMBOLOS QUÍMICOS.....	XXII
LISTA DE GRANDEZAS .....	XXII
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1 INTERFEROMETRIA ÓTICA DE BAIXA COERÊNCIA.....	1
1.2 TOMOGRAFIA DE COERÊNCIA ÓTICA.....	3
1.3 OCT – ESTADO DE ARTE .....	6
1.3.1 Opções disponíveis no mercado – macro OCT .....	6
1.3.2 Trabalhos na miniaturização OCT .....	9
1.4 MOTIVAÇÃO.....	13
MiniOCT.....	14
1.5 ORGANIZAÇÃO DA TESE .....	15
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 1.....	17
<b>2 CONCEITOS TEÓRICOS DE OCT.....</b>	<b>23</b>
2.1 TECNOLOGIA OCT – PRINCÍPIO ÓTICO.....	23
2.1.1 TD-OCT .....	28
2.1.2 SD-OCT.....	30
2.1.3 SS-OCT .....	32
2.1.4 Comparação entre as diferentes modalidades de OCT .....	32
2.2 PARÂMETROS DOS SISTEMAS DE OCT .....	34
2.2.1 Resolução axial .....	34
2.2.2 Resolução lateral.....	35
2.2.3 Profundidade de penetração.....	36
2.3 COMPONENTES ÓTICOS DE OCT.....	39
2.3.1 Fonte de luz.....	39

---

2.3.2 OCT scanners .....	41
2.3.3 Detetores .....	41
2.4 APLICAÇÕES DE OCT .....	42
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 2.....	43
<b>3 SISTEMA MINIATURIZADO DE OCT .....</b>	<b>47</b>
3.1 MINIOCT .....	47
3.2 DIVISOR DE FEIXE ÓTICO (DFO).....	49
Micro DFO baseado em dielétrico .....	50
3.2 MICRO ESPELHOS.....	51
Micro espelhos baseados em metal .....	51
3.4 SIMULAÇÕES TFCALC .....	52
3.4.1 Micro DFO .....	53
3.4.2 Micro espelhos metálicos .....	55
3.5 SIMULAÇÕES ZEMAX .....	56
3.6 CONCLUSÕES.....	62
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 3.....	62
<b>4 TECNOLOGIA DE FABRICO.....</b>	<b>65</b>
4.1 PROCESSO DE FABRICO DO MINIOCT .....	65
4.2 CORTE DE WAFERS DE VIDRO.....	66
4.3 TÉCNICAS DE DEPOSIÇÃO DE FILMES FINOS .....	69
4.3.1 Evaporação.....	69
Evaporação por feixe de elétrons.....	70
Evaporação térmica.....	71
4.3.2 Pulverização catódica.....	72
4.3.3 Deposições de filmes finos no MiniOCT .....	75
4.4 CONCLUSÕES.....	77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 4.....	77
<b>5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>79</b>
5.1 OTIMIZAÇÃO DO PROCESSO DE CORTE .....	79
5.2 MINIOCT APÓS CORTE DE WAFERS DE VIDRO .....	84
5.3 MINIOCT APÓS DEPOSIÇÃO DO MICRO DFO.....	85

---

5.3.1 Caraterização ótica de cada deposição .....	86
5.3.2 Caraterização ótica do micro DFO .....	89
5.4 MONTAGEM DO OCT .....	92
5.5 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES .....	93
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 5.....	94
<b>6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>97</b>
6.1 CONCLUSÕES.....	97
6.2 TRABALHOS FUTUROS.....	99
<b>ANEXOS.....</b>	<b>101</b>

---

---

## Índice de figuras

<b>Figura 1.1</b> – esquemático de um interferómetro de Michelson, com um espelho de referência móvel. Este movimento permite a variação do percurso ótico e, conseqüentemente, a análise de diferentes profundidades na amostra. ....	3
<b>Figura 1.2</b> – comparação entre OCT, microscopia confocal e US, em termos de resolução axial e penetração da imagem. O gráfico está representado na escala logarítmica. A resolução axial de OCT, dependente da fonte ótica utilizada, varia entre 1 e 15 $\mu\text{m}$ . A difusão ótica ( <i>scattering</i> ) na maioria dos tecidos biológicos limita a profundidade de penetração para valores entre 2 – 3 mm. Adaptado de [11]. ....	4
<b>Figura 1.3</b> – protótipo miniOCT: interferómetro de Michelson implementado em superfícies óticas de 45° de inclinação, para separação horizontal e vertical do feixe de luz incidente e encaminhamento para a amostra e referência. O chip OCT pode ser incluído numa caneta tipo-sonda para análise de tecidos biológicos, sendo a integração com a fonte ótica e sistema de deteção feito através de fibra ótica. ....	14
<b>Figura 1.4</b> – imagens microscópicas do miniOCT: a) e b) vista de topo dos cortes realizados em wafers de vidro para obtenção do micro interferómetro de Michelson; c) vista de topo do interferómetro de Michelson com as camadas dielétrica e metálicas depositadas, que funcionam como DFO e espelhos metálicos, respetivamente; d) pormenor de uma superfície de 45° com o micro espelho metálico de ouro depositado. ....	15
<b>Figura 2.1</b> – interferómetro de Michelson com a representação dos campos elétricos em cada braço: campo elétrico do feixe de luz à entrada do interferómetro – $E_{in}$ , no braço do espelho de referência – $E_r$ , no braço da amostra – $E_s$ e, finalmente, à saída do interferómetro – $E_{out}$ . ....	25
<b>Figura 2.2</b> – configuração TD-OCT, o perfil interferométrico é obtido através do movimento do espelho de referência. ....	29
<b>Figura 2.3</b> – configuração SD-OCT, o perfil interferométrico é obtido através da medição da densidade espectral à saída do interferómetro, através de um espectrómetro. ....	31
<b>Figura 2.4</b> – configuração SS-OCT, o perfil interferométrico é obtido através do uso de um laser sintonizável sincronizado com o fotodetector à saída do interferómetro. ....	32
<b>Figura 2.5</b> – resolução axial: influência da largura de banda espectral e do comprimento de onda central da fonte ótica utilizada. O índice de refração da amostra foi considerado $n=1$ . ....	35
<b>Figura 2.6</b> – variação do tamanho do ponto focal e da profundidade de penetração em função da abertura numérica (NA): $2w_0$ é o valor mínimo do tamanho do ponto focal; $Z_r$ é o comprimento de Rayleigh; $b$ é o parâmetro confocal. ....	36
<b>Figura 2.7</b> – relação entre a resolução lateral e a profundidade de penetração para diferentes valores de comprimento de onda central da fonte ótica OCT. ....	37
<b>Figura 2.8</b> – relação entre a resolução do espectrómetro e a profundidade de penetração máxima nos sistemas SD-OCT, para diferentes valores de comprimento de onda central da fonte ótica OCT. ....	39

<b>Figura 3.1</b> – sistema MiniOCT: micro DFO central e micro espelhos refletores. Este é implementado em wafers de vidro, através de processos de micro fabricação standard, incluindo tecnologia de corte através de um <i>dicer</i> , e deposição de filmes finos (multicamada do DFO e camadas metálicas dos micro espelhos).....	49
<b>Figura 3.2</b> – refletância dos filmes metálicos de alumínio (Al), cobre (Cu), ródio (Rh), prata (Ag) e ouro (Au) em função do comprimento de onda ( $\mu\text{m}$ ). Adaptado de [13], com autorização de Taylor & Francis Informa UK LTD... 52	52
<b>Figura 3.3</b> – definição do <i>Environment</i> no TFCalc™ para simulação dos coatings baseados em filmes finos para o micro DFO e para os micro espelhos refletores.....	53
<b>Figura 3.4</b> – resultados da simulação da multicamada L/H/L/H/L de $\text{SiO}_2$ e $\text{TiO}_2$ : otimizada para a região espectral de 1025 nm a 1075 nm: a) transmitância média (ave), da polarização S e P; b) refletância média (ave), da polarização S e P.....	55
<b>Figura 3.5</b> – transmitância versus comprimento de onda da multicamada de $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$ simulada para o micro DFO e importada para o ZEMAX®. Os resultados apresentados correspondem a um ângulo de incidência de $45^\circ$ .....	57
<b>Figura 3.6</b> – refletância versus ângulo de incidência da multicamada de $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$ simulada para o micro DFO e importada para o ZEMAX®. Foi definido um comprimento de onda de 1050 nm. ....	58
<b>Figura 3.7</b> – refletância versus comprimento de onda da camada Cr/Au simulada para os micro espelhos metálicos e importada para o ZEMAX®. Os resultados apresentados correspondem a um ângulo de incidência de $45^\circ$ .....	58
<b>Figura 3.8</b> – refletância versus ângulo de incidência da camada de Cr/Au simulada para os micro espelhos metálicos e importada para o ZEMAX®. Foi definido um comprimento de onda de 1050 nm. ....	59
<b>Figura 3.9</b> – 3D Layout do sistema MiniOCT simulado no ZEMAX®. ....	60
<b>Figura 3.10</b> – <i>shaded model</i> do sistema MiniOCT simulado no ZEMAX®.....	60
<b>Figura 4.1</b> – considerações gerais de fabrico do MiniOCT: a) MiniOCT, a distância entre os cortes laterais é de 4,5 mm; b) disposição das sequências de corte num wafer de vidro de $4''$ . Foi definida uma distância entre os cortes de 5 mm. ....	65
<b>Figura 4.2</b> – processo de fabrico do MiniOCT, fase de <i>corte</i> : (a)-(b) execução de cortes com lâminas retangulares (inclinação de $0^\circ$ ); (c)-(e) execução de cortes com lâminas de $45^\circ$ de inclinação; (f) MiniOCT obtido após finalização da etapa de corte.....	68
<b>Figura 4.3</b> – (a) fotografia da lâmina de corte com a referência B1V863S3 SD1200; (b) e (c) pormenor da lâmina de corte em imagens ampliadas obtidas no microscópio Leica M80™, onde é possível visualizar a rugosidade superficial; (d) <i>dresser</i> utilizado na manutenção das lâminas SD1200, com a referência BGCA0419 GC2000NB50. ....	69
<b>Figura 4.4</b> – representação da técnica de deposição de filmes finos evaporação por feixe de eletrões, utilizada na deposição da camada de adesão de Cr.....	71
<b>Figura 4.5</b> – representação da técnica de deposição de filmes finos evaporação térmica, utilizada na deposição de Au.....	72
<b>Figura 4.6</b> – representação da técnica de deposição de filmes finos pulverização catódica em magnetron por RF, utilizada na deposição de $\text{SiO}_2$ . Os átomos do alvo ( $\text{SiO}_2$ ), removidos da superfície pelo bombardeamento de iões Ar, formam uma camada de filme fino na superfície do substrato. ....	74

<b>Figura 4.7</b> – representação da técnica de deposição de filmes finos pulverização catódica reativa em magnetron por RF, utilizada na deposição de $TiO_2$ . Os átomos do alvo (Ti) reagem quimicamente com o gás reativo ( $O_2$ ), formando uma camada de filme fino de $TiO_2$ na superfície do substrato. ....	74
<b>Figura 4.8</b> – processo de deposição dos micro espelhos metálicos: (a) deposição da camada de Cr e da (b) camada de Au, com a respetiva máscara de sombra; (c) estrutura final com os micro espelhos depositados.....	75
<b>Figura 4.9</b> – processo de deposição do micro DFO: (a) deposição da camada de $SiO_2$ e da (b) camada de $TiO_2$ , com a respetiva máscara de sombra; após deposição das 5 camadas obtém-se (c) MiniOCT final com o micro DFO e micro espelhos depositados.....	76
<b>Figura 4.10</b> – processo de fabrico do MiniOCT: (a) imagem representativa dos cortes num wafer de vidro; (b) desenho da máscara de sombra utilizada nas deposições da multicamada do micro DFO; (c) fotografia da máscara de sombra, alinhada corretamente com os cortes centrais correspondentes ao micro DFO. ....	76
<b>Figura 5.1</b> – esquemático dos cortes realizados no wafer de vidro com o dicer Disco DAD 2H/6T dicing saw: (a) imagem de frente e (b) imagem em perfil lateral. ....	80
<b>Figura 5.2</b> – variação do valor de rugosidade (nm) em função da velocidade de corte (mm/s), para cortes realizados com a lâmina B1A8 SD800. ....	81
<b>Figura 5.3</b> – para um determinado corte a 0.3 mm/s, medição da rugosidade (nm) num deslocamento lateral de 200 $\mu m$ . A rugosidade média obtida nesta medição particular foi de 20.60 nm. O corte foi realizado com a lâmina B1V8 SD1200. ....	81
<b>Figura 5.4</b> – variação do valor de rugosidade (nm) em função do valor <i>grit size</i> da lâmina e da velocidade de corte (mm/s), para cortes realizados com as lâminas B1V8 SD800 e B1V8 SD1200. ....	82
<b>Figura 5.5</b> – processo de otimização dos cortes em wafers de vidro: (a) setup dos cortes realizados com a lâmina de perfil retangular B1A8 SD800, onde foi definido um Z-IND de 0.5 mm; (b) imagens microscópicas de dois cortes realizados com esta lâmina.....	84
<b>Figura 5.6</b> – processo de otimização dos cortes em wafers de vidro: (a) setup dos cortes realizados com as lâminas de 45° de inclinação B1V8, onde foi definido um Z-IND de 0.3 mm; (b) e (c) imagens microscópicas de cortes realizados.....	84
<b>Figura 5.7</b> – imagens microscópicas da sequência de cortes final do MiniOCT: (a) e (b) imagens do topo, com uma escala de visualização de 2mm; (c) altura dos cortes realizados, 400 $\mu m$ ; (d) distância entre os cortes; (e) e (f) imagens ampliadas.....	85
<b>Figura 5.8</b> – MiniOCT na fase de deposição de filmes finos: (a) superfície com 45° de inclinação e superfície horizontal após deposição de Cr; (b) superfície com 45° de inclinação e superfície horizontal após deposição de Au, por cima do filme de Cr; (c) e (d) imagens microscópicas do topo do MiniOCT, onde é visível a separação da deposição dos micro espelhos de Cr/Au e da multicamada do DFO de $SiO_2/TiO_2$ . ....	86
<b>Figura 5.9</b> – setup ótico para a medição da transmitância e refletância do micro DFO fabricado. Os recetores da refletância e transmitância são depois conectados ao espectrómetro NIRQUEST.....	87
<b>Figura 5.10</b> – intensidade ótica transmitida (normalizada) das camadas individuais de $SiO_2$ e $TiO_2$ , depositadas num substrato de vidro, com 0.1 mm de espessura. Camadas: (a) #1 $SiO_2$ , 204 nm de espessura; (b) #2 de $TiO_2$ , 110 nm	

---

de espessura; (c) #3 SiO<sub>2</sub>, 204 nm de espessura; (d) #4 de TiO<sub>2</sub>, 110 nm de espessura e (e) #5 SiO<sub>2</sub>, 204 nm de espessura. A intensidade transmitida pelas diferentes camadas (intensidade normalizada) é comparada com o espectro de emissão da fonte ótica utilizada (linha azul).....88

**Figura 5.11** – caracterização ótica da multicamada de SiO<sub>2</sub>/TiO<sub>2</sub> depositada num substrato de vidro com 0.1 mm de espessura: (a) intensidade ótica transmitida e (b) intensidade ótica refletida, comparadas com o espectro de emissão da fonte ótica (linha azul).....89

**Figura 5.12** – intensidade de luz transmitida pelo micro DFO (linha vermelha) e pela superfície horizontal (linha verde) em comparação com o espectro de emissão da fonte ótica (linha azul). As medições foram realizadas em quatro sequências de cortes distintas no wafer de vidro: (a) MiniOCT #1; (b) MiniOCT #2; (c) MiniOCT #3 e (e) MiniOCT #4.....90

**Figura 5.13** – imagens SD-OCT do MiniOCT: (a) interferômetro completo com o micro DFO e os micro espelhos; (b) micro espelho, responsável por encaminhar a luz para o exterior do interferômetro de Michelson; (c) micro DFO, onde é possível visualizar uma sombra simétrica correspondente à luz que é transmitida e (d) micro espelho responsável por guiar a luz refletida pelo micro DFO para a amostra a analisar.....93

**Figura 6.1** – proposta de interface entre a fibra ótica e o MiniOCT: (a) representação do MiniOCT; (b) estrutura proposta com dois locais para colocação de lentes/fibra ótica e uma superfície de 45° para colocação de um espelho que encaminhará a luz verticalmente para o micro DFO e recolhe a luz do espelho de saída do MiniOCT para a fibra ótica recetora; (c) interface com o MiniOCT incorporado, existem diferentes locais para a colocação do espelho de referência, de forma a variar a distância do percurso de referência; (d) a estrutura apresenta dois locais para a entrada de fibra ótica, e um local de saída da luz para a amostra a analisar.....100

---

## Índice de tabelas

<b>Tabela 1.1</b> – comparação entre as principais modalidades de imagem biomédica em termos de profundidade de penetração e resolução axial [12,13].....	5
<b>Tabela 1.2</b> – comparação entre os diferentes sistemas SD-OCT comercialmente disponíveis [32–40]. .....	8
<b>Tabela 1.3</b> – comparação entre os diferentes sistemas de OCT comercialmente disponíveis para uso investigacional [44,45].....	9
<b>Tabela 1.4</b> – revisão literária dos diferentes trabalhos realizados na miniaturização da tecnologia OCT.....	12
<b>Tabela 2.1</b> – comparação entre as diferentes abordagens OCT, tendo em conta os esquemáticos apresentados na Figura 2.2, Figura 2.3 e Figura 2.4. ....	33
<b>Tabela 3.1</b> – definição dos parâmetros de otimização para obtenção de um coating 50/50 não polarizado no <i>software</i> de simulação TFCalc™. ....	54
<b>Tabela 3.2</b> – multicamada de SiO <sub>2</sub> e TiO <sub>2</sub> otimizada para uma taxa de T/R de 50/50, não dependente da polarização. As simulações foram realizadas no <i>software</i> TFCalc™. ....	54
<b>Tabela 3.3</b> – resultados estatísticos de transmitância (T) e refletância (R) da multicamada SiO <sub>2</sub> /TiO <sub>2</sub> simulada no <i>software</i> TFCalc™, para as diferentes polarizações (S e P) e para a média entre as duas. ....	55
<b>Tabela 3.4</b> – resultados estatísticos de refletância (R) do espelho refletivo de Cr/Au <sub>2</sub> simulada no <i>software</i> TFCalc™, para as diferentes polarizações (S e P) e para a média entre as duas. ....	56
<b>Tabela 3.5</b> – definição dos objetos da análise em modo não sequencial no <i>software</i> ZEMAX®, para o MiniOCT. .	57
<b>Tabela 3.6</b> – medição da irradiância coerente à saída do modelo não sequencial MiniOCT, para diferentes materiais na amostra. Foi utilizado um tamanho de feixe de 0.1 mm. ....	61
<b>Tabela 3.7</b> – medição da irradiância coerente à saída do modelo não sequencial MiniOCT, para diferentes materiais na amostra. Foi utilizado um tamanho de feixe de 0.15 mm. ....	61
<b>Tabela 4.1</b> – especificações das lâminas de corte especialmente fabricadas e adquiridas para realização de cortes em wafers de vidro, tendo em conta as especificações do MiniOCT. ....	67
<b>Tabela 4.2</b> – parâmetros de deposição da pulverização catódica em magnetrão por RF, para os filmes individuais de SiO <sub>2</sub> e TiO <sub>2</sub> utilizados na multicamada do DFO. ....	75
<b>Tabela 5.1</b> – valores de rugosidade (nm) das superfícies de corte obtidas com a lâmina B1A8 SD800, a diferentes velocidades de corte (mm/s). Para cada velocidade de corte, foi calculado o valor médio (rms). ....	80
<b>Tabela 5.2</b> – valores de rugosidade (nm) das superfícies de corte obtidas com a lâmina B1V8 SD800, a diferentes velocidades de corte (mm/s). Para cada velocidade de corte, foi calculado o valor médio (rms). ....	82
<b>Tabela 5.3</b> – valores de rugosidade (nm) das superfícies de corte obtidas com a lâmina B1V8 SD1200, a diferentes velocidades de corte (mm/s). Para cada velocidade de corte, foi calculado o valor médio (rms). ....	82

---

<b>Tabela 5.4</b> – transmitância média de cada uma das camadas de SiO <sub>2</sub> e TiO <sub>2</sub> . As medições foram efetuadas com uma incidência perpendicular ao substrato.....	87
<b>Tabela 5.5</b> – transmitância média do DFO no MiniOCT, em diferentes sequências de corte. Os valores de transmitância do DFO e da superfície horizontal são comparados com os valores teoricamente esperados.....	91
<b>Tabela 5.6</b> – medição da tensão ótica transmitida pelo micro DFO em diferentes locais do wafer. Foi utilizado um detector amplificador de silício, ligado a um multímetro para medição da tensão. Os valores transmitidos são comparados com a referência (medição direta da fonte ótica).....	91

---

## Lista de abreviaturas

Abreviatura	Descrição
3D	Tridimensional
ASE	<i>Amplified Spontaneous Emission</i>
AWG	<i>Arrayed-Waveguide Grating</i>
BS	<i>Beam Splitter</i>
CCD	<i>Charge Coupled Device</i>
CMOS	<i>Complementary Metal-Oxide-Semiconductor</i>
DFO	Divisor de Feixe Ótico
EELD	<i>Edge-Emitting Laser Diode</i>
FAU	<i>Fiber Array Unit</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
FDML	<i>Fourier Domain Mode Locking</i>
FD-OCT	<i>Frequency Domain Optical Coherence Tomography</i>
FWHM	<i>Full Width at Half-Maximum</i>
MEMS	<i>Micro Electro-Mechanical System</i>
MRI	Imagem por Ressonância Magnética
MOEMS	<i>Micro Opto-Electro-Mechanical System</i>
NIR	<i>Near InfraRed</i>
OCT	<i>Optical Coherence Tomography</i>
OPD	<i>Optical Path Difference</i>
OTIS	<i>Optical Tissue Imaging System</i>
PIC	<i>Photonic Integrated Circuit</i>
RF	Radiofrequência
SD-OCT	<i>Spectral Domain Optical Coherence Tomography</i>
SLD	<i>SuperLuminescent Diode</i> (diodo superluminescente)
SMF	<i>Single Mode Fiber</i> (fibra monomodo)
SOI	<i>Silicon On Insulator</i>
SS-OCT	<i>Swept-Source Optical Coherence Tomography</i>
TAC	Tomografia Axial Computorizada
TD-OCT	<i>Time Domain Optical Coherence Tomography</i>
US	Ultrassonografia

---

## Lista de símbolos químicos

Símbolo	Designação
Ag	Prata
Al	Alumínio
Au	Ouro
Cr	Crómio
Cu	Cobre
Rh	Ródio
SiO <sub>2</sub>	Dióxido de silício
TiO <sub>2</sub>	Dióxido de titânio

## Lista de grandezas

Grandeza	Designação
$E(w,t)$	Campo elétrico da onda de luz
$w$ (ou $f$ )	Frequência (Hz)
$t$	Variação de tempo (s)
$kz$	Fase acumulada ao longo do interferómetro
$s(w)$	Amplitude espectral da fonte
$T_r$	Transmitância do DFO no braço da referência
$T_s$	Transmitância do DFO no braço da amostra
$H(w)$	Função de resposta da amostra
$\varphi(\Delta z)$	Fase acumulada através do movimento do espelho de referência
$\Delta t$	Intervalo de tempo ótico
$c$	Velocidade da luz no vácuo (m/s)
$I(w, \Delta z)$	Intensidade da luz no detetor
$r(w, z)$	Coeficiente de retro difusão ótica
$n(w, z)$	Índice de refração dependente da frequência e da profundidade na amostra
	Velocidade de aquisição das imagens (A-scans/s)
$cl$	<i>Coherence length</i>
$\Delta z$	Resolução axial dos sistemas de OCT ( $\mu\text{m}$ )
$\lambda$	Comprimento de onda (nm)

Grandeza	Designação
n	Índice de refração
$\Delta y$	Resolução lateral dos sistemas de OCT ( $\mu\text{m}$ )
f	Comprimento focal efetivo do sistema de focagem ótico
D	Tamanho do feixe
NA	<i>Numerical aperture</i> (abertura numérica)
$2w_0$	Valor mínimo do tamanho do ponto focal
$Z_r$	Comprimento de Rayleigh
b	Parâmetro confocal
$\Delta\Omega$	Espectro detetado
$\delta\lambda$	Resolução do espectrómetro
R	Refletância ótica
T	Transmitância ótica
	Velocidade de corte (mm/s)
	<i>Spindle speed</i> (RPM – rotações por minuto)
	Pressão (mbar)
	Corrente elétrica (A – ampere)
	Potencial elétrico (V – volts)
	Potência (W – watts)
	Fluxo de gases (sccm - <i>standard cubic centimeters per minute</i> )
	Taxa de deposição ( $\text{Å/s}$ )

---

# 1 Introdução

---

A tomografia de coerência ótica (OCT) é uma técnica de imagem ótica em contínuo progresso desde a sua invenção, no início da década de 90. Para além da oftalmologia, principal área médica de aplicabilidade, tem-se estendido a outros campos médicos, apresentando-se como uma técnica verdadeiramente promissora. Atualmente existem diferentes sistemas OCT disponíveis no mercado, direcionados exclusivamente para uso na oftalmologia. Estes apresentam dimensões consideradas macro. Analisando os presentes avanços científicos, tem-se verificado um esforço contínuo na miniaturização desta tecnologia ótica, permitindo ampliar a sua portabilidade e aplicabilidade. Neste primeiro capítulo será analisado o estado de arte da técnica OCT, com devido enquadramento do trabalho apresentado no âmbito deste programa doutoral em Engenharia Biomédica.

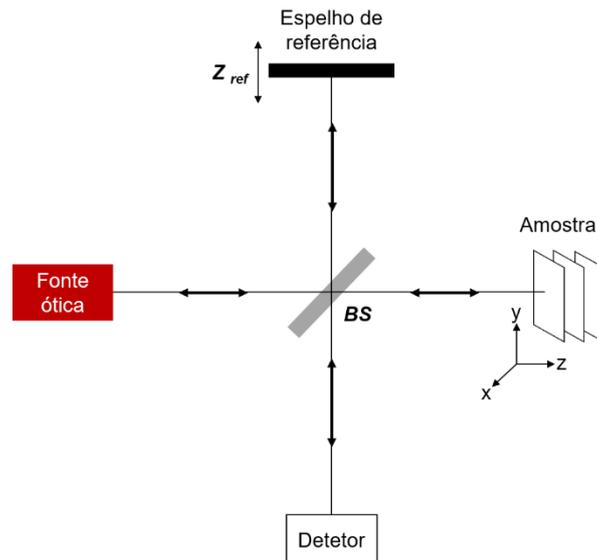
## 1.1 Interferometria ótica de baixa coerência

A OCT é fundamentalmente uma generalização do princípio físico designado de interferometria ótica de baixa coerência, também conhecido por interferometria de luz branca [1]. Em primeiro lugar, a interferometria ótica refere-se à interferência gerada por ondas eletromagnéticas (ondas de luz) que se propagam num determinado meio. Esta interferência só ocorre se as ondas partilharem a mesma direção de vibração, coexistirem espacialmente (localização) e apresentarem alguma correlação entre si (coerência) [2]. Existem duas manifestações de coerência luminosa, a coerência temporal e a coerência espacial. A coerência temporal refere-se à correlação de fase num determinado ponto, alcançada em dois instantes de tempo diferentes. Por outro lado, a coerência espacial está relacionada com a relação de fase entre dois pontos distintos na secção transversal ao feixe (superfície perpendicular à direção de propagação). Está assim associada à correlação entre diferentes pontos emissores da luz. Na interferometria ótica de baixa coerência é estudado o grau de coerência temporal gerado pelas ondas. Esta coerência está diretamente relacionada com o tipo de distribuição espectral da fonte ótica utilizada: a coerência temporal, a qual está associado um comprimento de coerência da fonte de luz utilizada, determina o padrão de interferência gerado pelas ondas [2].

Se duas ondas de luz apresentarem a mesma frequência (isto é o mesmo comprimento de onda –  $\lambda$ ), a interferência entre estas gera um sinal de maior intensidade se as ondas estiverem em fase (interferência construtiva) ou gera um sinal nulo se as ondas estiverem em oposição de

fase (interferência destrutiva). Dois feixes de luz obtidos pela divisão de um feixe estão inicialmente em fase. Se estes forem combinados após percorrerem uma determinada distância, o sinal de interferência será amplificado se os feixes continuarem em fase. Os dois feixes iniciais continuam em fase se atravessaram o mesmo percurso ótico (o percurso ótico corresponde ao produto entre o percurso geométrico e o índice de refração do meio –  $n$ ) ou se a diferença do percurso ótico for um múltiplo inteiro do comprimento de onda do feixe inicial. Isto apenas é verdade para feixes de luz monocromáticos, ou seja, que apresentam apenas um comprimento de onda. Para fontes óticas de espectro largo e de baixa coerência, a amplificação do sinal através do fenômeno de interferência apenas ocorre quando a diferença dos percursos óticos não excede um valor específico, correspondente ao comprimento de coerência da fonte de luz utilizada [3,4]. A interferometria ótica de baixa coerência é baseada nesta particularidade: quando a diferença do percurso ótico entre duas ondas de luz não excede o comprimento de coerência da fonte, ocorre o fenômeno de interferência. E este comprimento de coerência está diretamente relacionado com o espectro da fonte de luz utilizada. Conseqüentemente, analisando o perfil de interferência produzido pelos interferômetros, é possível extrair com elevada resolução e precisão informações do meio onde as ondas se propagam.

O interferómetro mais utilizado na interferometria ótica de baixa coerência e, conseqüentemente, na OCT é o interferómetro de Michelson, devido à sua facilidade de construção e versatilidade [5,6]. Num interferómetro de Michelson (Figura 1.1) um feixe de luz de baixa coerência ótica é direcionado para um divisor de feixe ótico (DFO), que divide o feixe em dois. Um desses feixes de luz é direcionado para a amostra a ser analisada e é particularmente retro-refletido, dependendo das características desse meio. Este feixe percorre o designado percurso da amostra. O segundo feixe de luz percorre o designado percurso de referência até ao espelho de referência, com uma distância ajustável em relação ao DFO. Também o feixe é refletido do espelho de referência. Finalmente, os dois feixes de luz retro-refletidos (da amostra e da referência) são recombinados no DFO, e o sinal de interferência é medido. Se o sinal de interferência for elevado, significa que a luz retro-refletida da amostra percorreu a mesma distância ótica da luz proveniente do espelho de referência. A posição do espelho de referência é reajustada de acordo com a profundidade de interesse na amostra, de modo a obter um perfil A-scan completo, ou seja, um mapa de refletividade da amostra ao longo da direção axial (profundidade) [4]. Este é basicamente o princípio de funcionamento dos sistemas de OCT no domínio temporal.



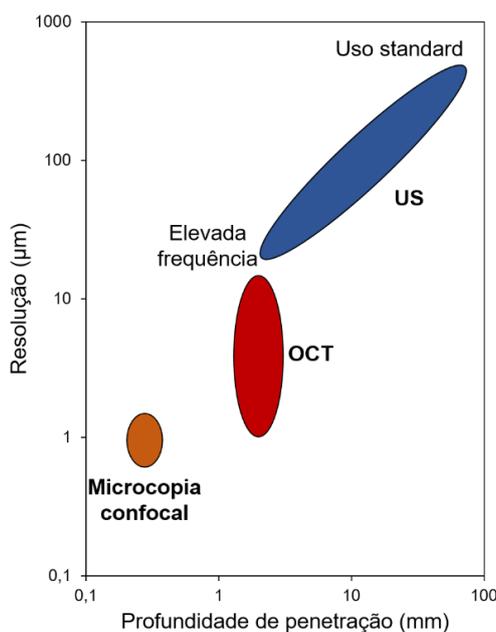
**Figura 1.1** – esquemático de um interferômetro de Michelson, com um espelho de referência móvel. Este movimento permite a variação do percurso ótico e, conseqüentemente, a análise de diferentes profundidades na amostra.

## 1.2 Tomografia de coerência ótica

A tomografia de coerência ótica (OCT) [7], tal como o nome indica, apresenta-se como uma técnica de imagem que conjuga tecnologias óticas e tomográficas. As técnicas tomográficas são responsáveis por gerar imagens em perfil transversal de objetos tridimensionais (3D); a OCT segue o mesmo princípio que outras técnicas tomográficas bem conhecidas, mas em vez de ondas de ultrassons, raios x ou campos magnéticos, usa uma fonte de luz de baixa coerência ótica. Portanto, a OCT é uma técnica de imagem ótica capaz de produzir imagens em perfil transversal (*cross-section*) e de elevada resolução de amostras não homogêneas, como os tecidos biológicos [8,9].

Comparativamente com outras modalidades de imagem médica, a OCT apresenta características que se situam entre a ultrassonografia (US) e a microscopia. A US apresenta uma resolução axial que varia entre 0.1 – 1.0 mm, dependendo da frequência da onda sonora (normalmente entre 3 – 40 MHz). Resoluções axiais na gama dos 15 – 20  $\mu\text{m}$  podem ser obtidas utilizando ondas sonoras de elevada frequência (100 MHz), no entanto estas são fortemente atenuadas nos tecidos biológicos, limitando assim a profundidade de penetração. Em contrapartida, as técnicas avançadas de microscopia, como a microscopia confocal, apresentam resoluções axiais bastante elevadas, melhores que 1  $\mu\text{m}$ . No entanto, a profundidade de penetração nos tecidos biológicos é significativamente reduzida pelo fenómeno de difusão ótica (em inglês *scattering*) [10,11].

A OCT preenche um gap entre a US e a microscopia. Dependendo da largura de banda da fonte ótica, as tecnologias de OCT atuais apresentam uma resolução axial na gama de 1 a 15  $\mu\text{m}$ , aproximadamente 10 – 100 vezes mais estreita que as imagens de US convencionais. Esta técnica ótica tomográfica é, no entanto, limitada a uma profundidade de imagem de aproximadamente 2 mm devido à difusão da luz na maioria dos tecidos, limitando a profundidade de penetração [10]. A Figura 1.2 apresenta uma comparação entre estas três modalidades de imagem médicas. Por sua vez, na Tabela 1.1 é feita uma comparação entre as técnicas mais comuns de imagem biomédica, incluindo radiografia de raios x, US, tomografia computadorizada (TAC), ressonância magnética (MRI) e microscopia ótica. As imagens por raios x (radiografia e TAC) envolvem radiação ionizantes potencialmente perigosas para os tecidos biológicos. O equipamento de ressonância magnética é bastante volumoso, sendo uma técnica bastante cara [12].



**Figura 1.2** – comparação entre OCT, microscopia confocal e US, em termos de resolução axial e penetração da imagem. O gráfico está representado na escala logarítmica. A resolução axial de OCT, dependente da fonte ótica utilizada, varia entre 1 e 15  $\mu\text{m}$ . A difusão ótica (*scattering*) na maioria dos tecidos biológicos limita a profundidade de penetração para valores entre 2 – 3 mm. Adaptado de [11].

**Tabela 1.1** – comparação entre as principais modalidades de imagem biomédica em termos de profundidade de penetração e resolução axial [12,13].

Modalidade de imagem	Nível de penetração	Profundidade de penetração	Resolução axial
Radiografia	Órgão-tecido	<i>Corpo inteiro</i>	~ 1 mm
TAC	Órgão-tecido	<i>Corpo inteiro</i>	0.5 – 1.0 mm
MRI	Órgão-tecido	<i>Corpo inteiro</i>	0.5 – 1.0 mm
US	Órgão-tecido	10-20 cm	0.1 – 1.0 mm
OCT	Tecido-celular	2-3 mm	1-15 $\mu$ m
Microscopia confocal	Tecido-celular-molecular	<1mm	$\leq 1 \mu$ m

A OCT surgiu como uma tecnologia de imagem poderosa na medicina, graças à possibilidade de executar uma “biópsia ótica”. Este conceito foi inicialmente apresentado por Fujimoto et al [14], em 1995. As aplicações de OCT podem ser agrupadas em três principais domínios: (1) quando a biópsia standard, baseada na excisão do tecido, é impossível. Tecidos como o olho, artérias ou nervos estão incluídos neste grupo; (2) quando a biópsia standard contém erros de amostragem. Por exemplo, um tecido após excisão perde a lesão, o que conduz a um falso negativo; (3) finalmente, a OCT pode trabalhar como um guia para procedimentos de intervenção cirúrgica [15,16].

A oftalmologia apresenta-se como o principal campo de aplicabilidade de OCT, onde esta é utilizada para a obtenção de imagens detalhadas da retina [6]. De facto, em 1991, Huang et al. [7] publicaram a primeira imagem tomográfica *in vitro* de um olho humano. A primeira imagem *in vivo* surgiu em 1993, por Fercher et al. [17]. Desde então a técnica ótica tem-se estendido a outros campos da medicina, nomeadamente à cardiologia [18], laparoscopia e endoscopia [19], dermatologia [20], e ainda urologia e ginecologia, como pode ser encontrado em [11]. Devido à elevada resolução, a OCT tem sido recentemente direccionada para o diagnóstico de tecidos malignos numa fase preliminar, graças à possibilidade de obter informação a nível celular das estruturas vivas. Exemplos concretos como o cancro da mama [21] e da pele [22] podem ser encontrados na literatura. Conjugada com uma elevada velocidade de aquisição de dados, a OCT apresenta ainda potencial elevado para a realização de biópsias *in vivo* em tempo real, e guia para procedimentos de intervenção [16]. De facto, a OCT é capaz de proporcionar uma “biópsia ótica” em tempo real, permitindo a visualização da microestrutura dos tecidos biológicos sem necessidade de remoção.

### **1.3 OCT – estado de arte**

O esquemático apresentado na Figura 1.1 representa o princípio de funcionamento da primeira geração de OCT, no domínio temporal (TD-OCT). Nesta configuração, a visualização de diferentes estruturas em profundidade é realizada através do movimento de um espelho de referência. Foi este o princípio de funcionamento adotado no primeiro sistema de OCT apresentado por Huang et al. [7], em 1991. O sistema permitia uma velocidade de aquisição de 2 A-scans/s. Desde então, a velocidade foi aumentando através do aperfeiçoamento da tecnologia, para valores de 4 000 A-scans/s [23] sendo, no entanto, condicionada pelo movimento mecânico do espelho de referência. O verdadeiro aumento da velocidade ocorreu com a introdução dos sistemas de OCT no domínio espectral (SD-OCT), por Wojtkowski et al. [24], em 2003. Nesta configuração, o espelho de referência encontra-se fixo, eliminando a necessidade de um sistema mecânico para o seu movimento. O scan ótico (em profundidade) é feito através da medição da densidade espectral, utilizando para tal um espectrómetro na detecção. Nos anos seguintes, a velocidade de aquisição foi aumentada através da otimização dos espectrómetros, para valores de 30 000 A-scans/s [25], em 2004, e 70 000 – 312 500 A-scans/s [26], em 2008. Por outro lado, a configuração de OCT baseada no uso de um laser sintonizável (SS-OCT), embora introduzida em 1997 [27–29] com velocidades não superiores a 2 000 A-scans/s [28], é a que atualmente permite valores de velocidade de aquisição superiores. Em 2006, Huber et al. [30] demonstraram uma velocidade de cerca de 370 000 A-scans/s. Tal como na abordagem SD-OCT, também a SS-OCT elimina a necessidade de um espelho movível. No entanto, em vez de um espectrómetro, usa-se um simples fotodetector, uma vez que utiliza um laser sintonizável como fonte ótica para realizar o scan na amostra. O capítulo 2 apresenta uma comparação mais detalhada entre as diferentes configurações, isto é, no domínio temporal (TD-OCT) e no domínio das frequências (SD-OCT e SS-OCT).

#### **1.3.1 Opções disponíveis no mercado – macro OCT**

Atualmente existem algumas empresas que comercializam sistemas de OCT para uso clínico, particularmente no campo da oftalmologia. A resolução axial (dependente da fonte ótica utilizada), a profundidade de penetração nos tecidos e a velocidade de aquisição são os principais parâmetros que diferem nos diferentes sistemas de OCT, de acordo com o objetivo clínico. Nos sistemas TD-OCT e SD-OCT, a resolução axial é dependente da largura de banda da fonte ótica

utilizada. Já nos sistemas SS-OCT, a resolução é dependente da largura de banda disponível no laser sintonizável [31].

A Tabela 1.2 contém os sistemas de OCT disponíveis no mercado para uso clínico. Estes sistemas operam no domínio das frequências, particularmente utilizando uma configuração SD-OCT. O sistema *RTVue Premier* (da Optovue) foi o primeiro sistema SD-OCT que recebeu aprovação da comissão *Food and Drug Administration* (FDA), para obtenção de imagens da córnea e da retina. Recentemente (em dezembro de 2015) a empresa Leica Microsystems recebeu autorização por parte da FDA para comercializar o sistema *Enfocus intra-surgical*. De acordo com a Tabela 1.2, a fonte ótica dos sistemas de OCT é majoritariamente um diodo superluminescente (SLD), com um comprimento de onda central que varia entre 830 e 880 nm, gama tipicamente utilizada em aplicações oftalmológicas. O sistema *Spectralis* da empresa Heidelberg Engineering oferece a melhor resolução axial, cerca de 3.9  $\mu\text{m}$ . Por sua vez, o sistema *Enfocus Ultra-Deep OCT* da Leica permite a obtenção de uma maior profundidade de penetração, cerca de 11.1 mm. Todos os sistemas disponíveis comercialmente oferecem uma velocidade de aquisição superior a 18 000 A-scans/s [32–40]. As dimensões atuais dos sistemas de OCT variam entre um mínimo de 65 cm (comprimento)  $\times$  46 cm (largura)  $\times$  53 cm (altura), *Cirrus HD-OCT*, e um máximo de 178 cm (comprimento)  $\times$  117.8 cm (largura), *Spectralis HRA + OCT*. Por outro lado, o peso dos sistemas OCT macro varia de 28 kg a 36 kg. Estas dimensões e peso impõe restrições não só no local onde o sistema irá operar (dimensões mínimas requeridas) como também na portabilidade da técnica. O custo típico dos sistemas de OCT varia de 30-70 k€ [41].

Para além destes sistemas que são montados num local próprio, a empresa Leica Microsystems comercializa o sistema *Envisu C-Class OCT*, o único sistema de OCT portátil existente mundialmente, aprovado pela FDA. Este sistema, utilizado como auxílio no diagnóstico de condições fisiológicas e patológicas do olho, emprega um setup SD-OCT, com um comprimento de onda central de 870 nm, 3  $\mu\text{m}$  de resolução axial e uma velocidade de aquisição de 32 000 A-scans/s [42].

**Tabela 1.2** – comparação entre os diferentes sistemas SD-OCT comercialmente disponíveis [32–40].

Sistemas de OCT (por empresa)		Fonte ótica	Resolução ( $\mu\text{m}$ )	Profundidade scan (mm)	Velocidade scan (A-scans/s)
Carl Zeiss	<i>Cirrus HD-OCT 500/5000</i>	SLD, 840 nm	15	2.0	27 000 – 60 000
Topcon Medical	<i>3D OCT-2000</i>	SLD, 840 nm, $\Delta\lambda=50$ nm	20	2.3	27 000 – 50 000
Optovue	<i>RTVue Premier</i>	840 nm	8	2-2.3	26 000
	<i>iVue SD-OCT</i>	840 nm	15	2-2.3	26 000
Optos	<i>Optos OCT-SLO</i>	SLD, 830 nm	20	2.0	–
Nidek	<i>OCT RS-3000 Advance/Lite</i>	SLD, 880 nm	20	2.1	53 000
Heidelberg Engineering	<i>Spectralis Models</i>	SLD, 870 nm	14	1.9	40 000
Leica	<i>EnFocus Ultra-HD OCT</i>	860 nm	–	2.5	32 000
	<i>EnFocus Ultra-Deep OCT</i>	880 nm	–	11.1	18 000
Optopol	<i>SOCT Copernicus REVO</i>	SLED, 830 nm, $\Delta\lambda=50$ nm	12	2.4	27 000

O aparelho investigacional *Optical Tissue Imaging System* (OTIS), da empresa Perimeter Medical Imaging, recebeu em maio de 2016 aceitação por parte da FDA – U.S. O OTIS permite a obtenção de imagens em tempo real e de elevada resolução de tecidos periféricos excisados, permitindo a visualização da subsuperfície de estruturas, até 2 mm de profundidade abaixo da superfície. Este é o primeiro sistema de OCT automatizado para uso em tecidos excisados, incluindo a tireoide, pele, peito, próstata e ovários. Embora este aparelho tenha sido recentemente aprovado pela FDA, espera-se que o OTIS possa ser uma mais valia clínica ao promover informação subsuperficial e em tempo real durante uma intervenção [43].

A Tabela 1.3 contém os sistemas de OCT direcionados para uso na investigação. Estes também operam no domínio das frequências, maioritariamente com a configuração SD-OCT. No entanto, contrariamente aos sistemas de OCT direcionados para uso clínico, as fontes óticas destes apresentam comprimentos de onda centrais que variam entre 900 e 1325 nm, permitindo ampliar a aplicabilidade de OCT para outros campos (bio)médicos. Baixos comprimentos de onda são ideais para obter elevada resolução axial. Para amostras que apresentam elevado grau de difusão ótica, comprimentos de onda maiores são preferíveis uma vez que quanto maior for o comprimento de onda menor será a influência da difusão e, portanto, a profundidade de penetração da luz será maior [44].

**Tabela 1.3** – comparação entre os diferentes sistemas de OCT comercialmente disponíveis para uso investigacional [44,45].

Sistemas de OCT (por empresa)		Princípio de OCT	Fonte ótica (nm)	Resolução ( $\mu\text{m}$ )	Profundidade scan (mm)	Velocidade scan (A-scans/s)
Leica	Envisu R-Class	SD-OCT	–	1.9 – 2.4	1.6 – 5.4	20 000 – 32 000
Thorlabs	Callisto	SD-OCT	930	7.0*	1.7	12 000
	Ganymede GAN930V2-BU	SD-OCT	930	6.0*	2.9	5 500 – 36 000
	Ganymede GAN905HV2-BU	SD-OCT	900	3.0*	1.9	5 500 – 36 000
	Telesco TEL1300V2-BU	SD-OCT	1300	5.5*	3.5	5 500 – 76 000
	Telesco TEL1325LV2-BU	SD-OCT	1325	12*	7.0	5 500 – 76 000
	Vega	SS-OCT	1300	16*	12	100 000

\*Resolução axial no ar.

### 1.3.2 Trabalhos na miniaturização OCT

O primeiro sistema de OCT miniaturizado e compacto, foi introduzido por Colemann et al. [46], em 2000. O sistema consiste em oito interferômetros de Michelson integrados paralelamente num único chip de vidro, incluindo cada interferômetro um percurso ótico de referência. O scanning na direção dos  $xx$  é realizado através do movimento completo do próprio chip. Em 2008, Margallo Balbas et al. estudaram uma linha de atraso ótico baseada no efeito termo-ótico do silício, para aplicações TD-OCT [47]. Dois anos mais tarde os autores fabricaram um chip que contém uma linha de atraso variável produzida por este efeito, utilizando a tecnologia *Silicon On Insulator* (SOI) [48]. Tan et al. apresentaram um sistema SD-OCT baseado em fibra ótica, com percursos óticos comuns (referência e amostra). Os autores utilizaram uma lente cônica, fabricada diretamente no topo da fibra ótica, atuando não só como lente para a formação da imagem, mas também como auto alinhamento no plano de referência. Este sistema compacto implementado com fibra ótica foi desenhado para implementações endoscópicas [49]. Apesar da miniaturização de microlentes no topo da fibra ótica, o sistema OCT completo é composto por componentes óticos macroscópicos, incluindo um circulador e um espectrómetro, que são integrados com a fibra ótica.

Em 2009, Goldberg et al. demonstraram pela primeira vez a miniaturização de uma fonte *swept*, para configurações SS-OCT. O laser miniaturizado consiste num filtro ótico ajustável, implementado através de um grating refletivo e um espelho scanning ressonante, apresentando 75 nm de largura de banda ajustável e uma largura de linha instantânea de 0.24 nm. A saída do laser é direcionada para um DFO, com uma razão de divisão de 80/20 para a amostra e para a referência, respetivamente. O braço de referência é composto por um filtro de densidade neutra e

um espelho fixo; o braço da amostra contém um sistema de scanning ótico baseado num espelho galvanométrico de dois eixos (componentes óticos convencionais) [50].

Yurtsever et al. provaram a miniaturização de um interferómetro de Michelson, o componente central de um sistema de OCT, através de guias de onda fabricadas numa plataforma SOI. Um laser sintonizável (SS-OCT) é acoplado ao chip através de um acoplador grating. A luz é depois dividida através de um DFO com uma taxa de divisão de 50/50, integrado no chip. O braço da referência compreende um guia de onda longo e em espiral, que termina com a interface silício-ar. No braço da amostra a luz é direcionada para fora do chip através de um *spot size* polimérico (SU8) [51,52].

Para além da miniaturização dos componentes centrais dos sistemas de OCT, Nguyen et al. fabricaram acopladores elíticos para direcionar a luz para o ambiente exterior ao sistema de OCT miniaturizado no chip. O sistema SD-OCT implementado através de fibra ótica consiste numa fonte ótica SLD, acoplada a um circulador ótico; a porta de saída do circulador está conectada a uma fibra, por sua vez acoplada ao guia de onda através de um XYZ *stage* de elevada precisão (acoplamento fibra-chip) [53].

Uma das mais importantes e recentes contribuições na miniaturização da técnica OCT é o trabalho desenvolvido pelo grupo de Akca et al., que demonstraram um sistema SD-OCT baseado num espectrómetro *arrayed-waveguide grating* (AWG), fabricado em oxinitreto de silício. Neste sistema, o interferómetro de Michelson é iluminado com um SLD; o DFO apresenta um quociente de divisão de 50/50; a luz que retorna dos dois braços do interferómetro é recombinada no DFO, é focada através de uma objetiva numa fibra monomodo (SMF) e é finalmente direcionada para o espectrómetro AWG [54,55]. Em 2013, o mesmo grupo apresentou um importante passo na miniaturização, garantindo baixos custos no processo de fabrico de um sistema SD-OCT, apresentando ausência de manutenção. O grupo provou a miniaturização dos componentes centrais, isto é, do DFO e do espectrómetro AWG num único chip. O sistema SD-OCT foi obtido através do uso de uma fonte SLD, que está acoplada a uma fibra ótica. A luz é depois direcionada através da fibra para um dos braços do acoplador direcional; à saída dos braços da referência e da amostra é colimada através de uma objetiva  $\times 40$ ; posteriormente, a luz que retorna da referência e da amostra é focada através da mesma lente e passa através do acoplador até ao espectrómetro AWG. A saída interferométrica é finalmente conduzida através de uma objetiva  $\times 20$  para a câmara scan [56].

Todos os trabalhos referenciados anteriormente reportam desenvolvimentos focados na fabricação de componentes micro. Paralelamente, existem estudos direcionados para a integração. Em 2012, Nguyen et al. [57] apresentaram um sistema SS-OCT integrado: a fonte *swept* externa foi acoplada ao chip através de uma unidade de array de SMF (FAU – *fiber array unit*). No chip, a luz é dividida no braço da amostra e da referência através de um primeiro acoplador direcional. A luz é focada na amostra através de uma lente esférica e a luz retro-refletida retorna novamente através do primeiro acoplador direcional. Esta é depois combinada com a luz proveniente do braço da referência no segundo acoplador direcional, onde é dividida e acoplada em duas fibras da FAU, conectadas ao detetor balanceado [57].

Schneider et al. [58], em 2014, integraram os componentes centrais de um sistema SS-OCT com fotodetetores, utilizando a tecnologia SOI. Uma vez mais, o laser foi acoplado ao chip de silício através de uma fibra com lente integrada; um controlador de polarização é utilizado antes de excitar a luz nas guias de onda, inseridas no chip. O circuito integrado contém guias de onda e acopladores que formam a estrutura do interferômetro, sendo depois conectado ao fotodiodo no próprio chip. No braço da amostra, uma lente esférica em sílica é utilizada para colimar a radiação proveniente da face do chip e para recolher a luz retro-refletida da amostra em análise [58].

Em 2014, Yurtsever et al. [59] apresentaram novos avanços nos trabalhos de miniaturização, através do desenvolvimento de um interferômetro Mach-Zehnder compacto e integrado para aplicações SD-OCT. No mesmo ano, o grupo desenvolveu um chip fotônico com um interferômetro integrado para aplicações SS-OCT: a luz de uma fonte *swept* é acoplada a um chip através de um array com SMF. O acoplamento da luz de e para o ambiente externo ao chip é realizado através de acopladores de grating inclinados. No chip, a luz é dividida em dois braços através de um primeiro acoplador 2×2. No braço da amostra, a luz é dividida novamente através de um segundo acoplador 2×2, e encaminhada finalmente para fora do chip através do acoplador grating. Uma SMF é utilizada para realizar o scan na amostra, com o auxílio de um scanner galvanométrico e lentes. A luz retro-refletida da amostra combina depois com a luz refletida do braço de referência no terceiro acoplador 2×2. O sinal interferométrico é conduzido para o exterior do chip através dos acopladores grating, alinhados com o array de fibras, que enviam a luz para o fotodetetor [60].

Recentemente, Schneider et al. [61] demonstraram o primeiro microssistema de OCT integrado num chip fotônico de silício, onde o detetor e as componentes do interferômetro são integrados num único chip. Apenas a fonte *swept* e as linhas de atraso, baseadas em fibra ótica,

são externas ao chip fabricado. Os autores utilizaram uma configuração semelhante à descrita em [58], com a diferença de que o sinal interferométrico é adquirido no chip através de dois fotodiodos balanceados.

Os trabalhos representativos desta tendência de miniaturização da técnica OCT encontram-se sintetizados na Tabela 1.4. Desde a primeira publicação em 2000 até à presente data, são muitos os esforços na miniaturização da tecnologia OCT, na tentativa de ampliar a portabilidade que limita os sistemas macro disponíveis atualmente no mercado.

**Tabela 1.4** – revisão literária dos diferentes trabalhos realizados na miniaturização da tecnologia OCT.

Ref.	Breve descrição	Sistema	Fonte OCT	Componente miniaturizado	Dimensões
[46]	8 interferómetros de Michelson integrados num único chip	TD-OCT	SLD 1300 nm ( $\Delta\lambda$ 100 nm)	Interferómetro de Michelson	Chip em vidro: 10 mm $\times$ 53 mm
[47,48]	Efeito termo-ótico do silício utilizado para produzir linhas de atraso para realização do scan ótico	TD-OCT	–	Scanning baseado em linha de atraso	Membranas com dimensões de 10 mm $\times$ 88 $\mu$ m; 10 mm $\times$ 18 $\mu$ m
[49]	Micro lente cónica para sistemas FD-OCT de percurso ótico comum.	SD-OCT	SLD 1320 nm ( $\Delta\lambda$ 70 nm)	Micro lentes a atuar como auto alinhamento do plano de referência	–
[50]	Sistema de imagem ótica FD, que contém um laser miniaturizado	SS-OCT	Laser fabricado com 75 nm de largura de banda sintonizável	Fonte ótica <i>swept</i> miniaturizada	Dimensões físicas do laser: 3 in. $\times$ 2.5 in. $\times$ 3 in.
[51,52]	DFO e acoplador grating integrados num único chip	SS-OCT	Laser sintonizável centrado a 1550 nm	DFO, acoplador grating e braço da referência integrados num único chip SOI	Dimensões do chip: 0.5 mm $\times$ 3 mm
[53]	<i>Optical focuser</i> utilizado para focar a luz do chip para o ambiente exterior ao chip	SD-OCT	SLD 1275 nm ( $\Delta\lambda$ 45 nm)	Acoplador elítico miniaturizado no chip ótico	–
[54,55]	Design e fabrico de espectrómetros AWG, para regiões espectrais de 800 e 1300 nm	SD-OCT	830 nm ( $\Delta\lambda$ 13 nm); 1300 nm ( $\Delta\lambda$ 40 nm)	Espectrómetros	Dimensões dos chips: 2.6 cm $\times$ 2.1 cm 3.0 cm $\times$ 2.5 cm
[56]	Componentes centrais do sistema SD-OCT num único chip	SD-OCT	SLD 1320 nm ( $\Delta\lambda$ 100 nm)	DFO e espectrómetro AWG	Volume total: 0.36 cm <sup>3</sup>
[57]	Guias de onda para varrimento interferométrico em profundidade e deteção balanceada	SS-OCT	Fonte <i>swept</i> centrada a 1312 nm	Chip ótico com guias de onda	Dimensões do chip: 0.4 cm $\times$ 1.8 cm
[58]	Primeira implementação miniaturizada de OCT com detetores inseridos no próprio chip	SS-OCT	Fonte <i>swept</i> centrada a 1315 nm e uma largura de varrimento de 158 nm	<i>Photonic integrated circuit</i> (PIC) em silício: interferómetro + detetores	–
[59,60]	Interferómetro Mach-Zehnder em silício integrado num chip	SS-OCT	Fonte <i>swept</i> centrada a 1312 nm	Interferómetro Mach-Zehnder miniaturizado	Dimensões do chip: 0.75 $\times$ 5 mm <sup>2</sup>
[61]	Interferómetro e componentes de deteção monoliticamente integrados num único chip	SS-OCT	Fonte <i>swept</i> centrada a 1315 nm e uma largura de varrimento de 110 nm	Interferómetro e recetores	A área no chip ocupada pelos circuitos OCT é menos que 0.4 mm <sup>2</sup>

## 1.4 Motivação

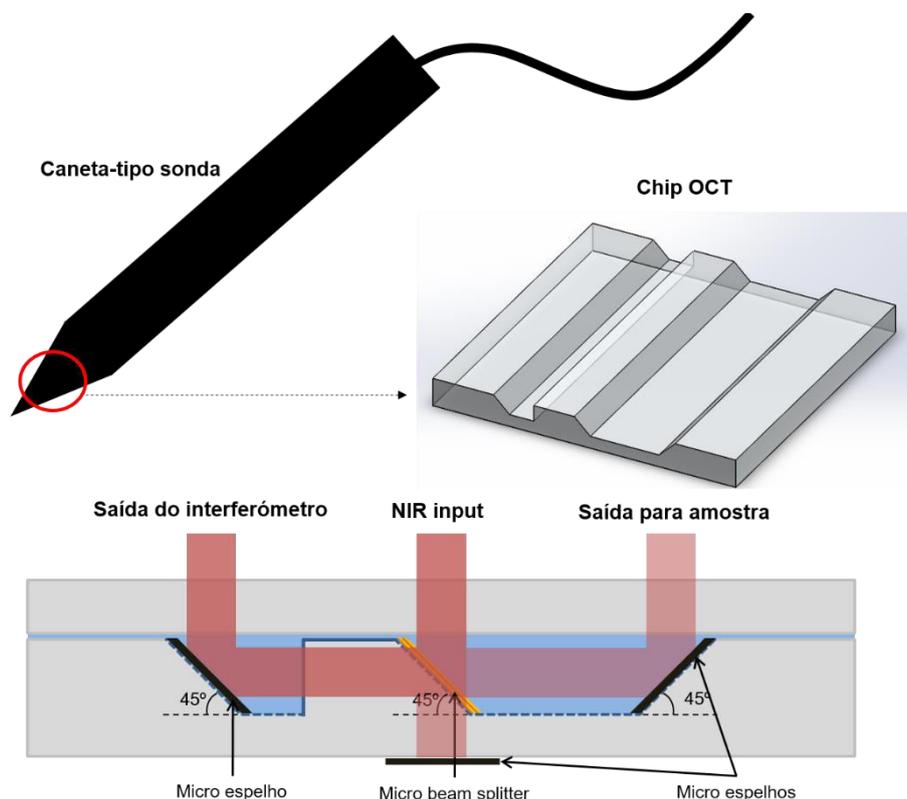
Da análise realizada nas secções anteriores pode concluir-se que os sistemas de OCT macro, atualmente existentes no mercado, operam no domínio espectral, particularmente utilizando uma abordagem SD-OCT. Face ao seu campo de aplicabilidade, isto é, a oftalmologia, a gama de comprimentos de onda centrada em 830-880 nm é a mais utilizada. Os recentes trabalhos de investigação ditam uma tendência na miniaturização da tecnologia OCT, explorando gamas de comprimento de onda superiores. O trabalho proposto no âmbito do programa doutoral enquadra nesta tendência. Por um lado, pretende-se a miniaturização da técnica OCT recorrendo a métodos de fabrico simples e de custo reduzido. Por outro lado, pretende-se explorar novos comprimentos de onda, de modo a permitir novos campos de aplicabilidade OCT.

A motivação dos trabalhos apresentados nesta tese de doutoramento assenta em quatro principais categorias:

- **Miniaturização:** a criação de um sistema compacto, portátil e miniaturizado (miniOCT) representa a principal motivação e inovação deste projeto. O uso da tecnologia OCT numa escala miniaturizada acarreta inúmeras vantagens, nomeadamente a facilidade de acesso ao diagnóstico por imagem OCT. A criação deste conceito facilita ainda a realização de biópsias em vivo e em tempo real; poderá ainda ser integrado num dispositivo para guia de procedimentos cirúrgicos. Simplifica o acesso a determinados tecidos biológicos, por vezes difíceis de aceder devido às dimensões dos aparelhos óticos de OCT (macro).
- **Uso de fibra ótica:** a utilização de fibra ótica permite utilizar a tecnologia OCT em locais de difícil acesso, possibilitando aplicações endoscópicas, através da integração em sondas. Este conceito pode ser também integrado numa sonda tipo caneta para imagiologia de tecidos de fácil acesso, como o olho, a pele, a mama, proporcionando uma ferramenta de diagnóstico verdadeiramente útil e simples.
- **Tecnologias de fabrico:** pretende-se a criação de um dispositivo de OCT miniaturizado baseado em tecnologias de fabrico standard e que apresentem custos reduzidos. Microtecnologias de fabrico, como o corte de wafers e técnicas de deposição de filmes finos, enquadram-se no protótipo apresentado.
- **Comprimento de onda:** pretende-se estudar outros campos de aplicação de OCT, para além dos convencionais 830-880 nm utilizados nos sistemas de OCT macro atualmente disponíveis no mercado, para uso oftalmológico. O uso de diferentes comprimentos de onda implica a alteração das resoluções dos sistemas OCT e nas técnicas do seu fabrico.

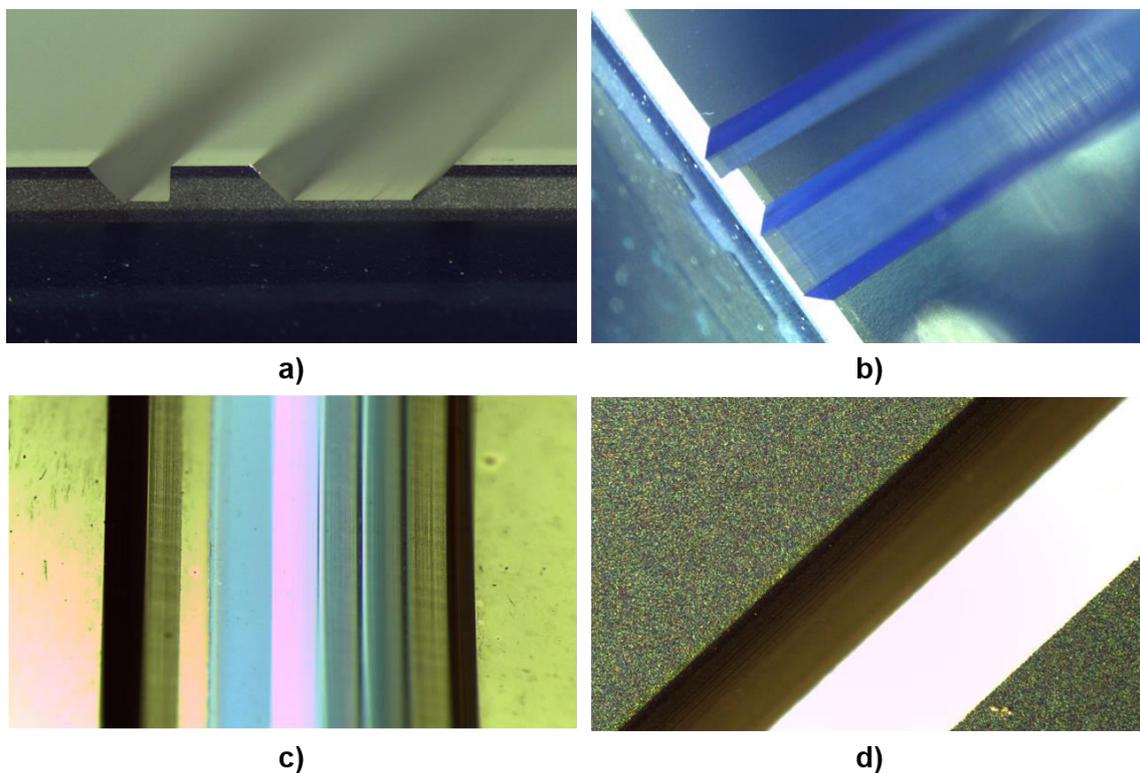
## MiniOCT

O design, modelo, simulação e fabrico de um sistema miniOCT é o principal objetivo desta tese de doutoramento. Apesar dos diferentes esforços, este conceito ainda não ultrapassou o domínio da investigação, verificando-se a escassez de sistemas de OCT miniaturizados. Miniaturização, portabilidade e facilidade de fabricação são os ponto-chave do protótipo proposto, representado na Figura 1.3. Pretende-se construir um interferómetro de Michelson na gama espectral de 1050 nm que, comparada à gama convencionalmente utilizada nos sistemas OCT macro, permite uma profundidade de penetração superior, considerando simplesmente o efeito do comprimento de onda utilizado. No entanto, a profundidade de penetração está condicionada às características microscópicas da amostra, que limitam a penetração devido ao fenómeno de espalhamento da luz. Este protótipo permitirá o uso da técnica OCT de forma portátil, oferecendo a possibilidade de realização de biópsias óticas em vivo e ainda constituirá uma ferramenta para guia em procedimentos cirúrgicos. Seguindo a linha histórica de OCT e evitando componentes móveis, o miniOCT será projetado para o domínio das frequências (FD-OCT).



**Figura 1.3** – protótipo miniOCT: interferómetro de Michelson implementado em superfícies óticas de 45° de inclinação, para separação horizontal e vertical do feixe de luz incidente e encaminhamento para a amostra e referência. O chip OCT pode ser incluído numa caneta tipo-sonda para análise de tecidos biológicos, sendo a integração com a fonte ótica e sistema de deteção feito através de fibra ótica.

O miniOCT proposto é fabricado recorrendo a técnicas da indústria de semicondutores, como o corte de wafers de vidro num dicer (*Disco DAD 2H/6T dicing saw*, disponível no laboratório CMEMS da Universidade do Minho) com lâminas de corte especialmente desenhadas para obtenção de superfícies óticas de 45° com baixa rugosidade. O micro DFO é obtido através da deposição de uma camada dielétrica (formada por filmes finos de dióxido de silício e dióxido de titânio), sendo que os micro espelhos são obtidos através da deposição de materiais metálicos (cromo e ouro). A Figura 1.4 contém imagens microscópicas do microdispositivo ótico miniOCT, obtidas através do microscópio ótico Leica M80™ e processadas no software Leica LAS™.



**Figura 1.4** – imagens microscópicas do miniOCT: a) e b) vista de topo dos cortes realizados em wafers de vidro para obtenção do micro interferómetro de Michelson; c) vista de topo do interferómetro de Michelson com as camadas dielétrica e metálicas depositadas, que funcionam como DFO e espelhos metálicos, respetivamente; d) pormenor de uma superfície de 45° com o micro espelho metálico de ouro depositado.

## 1.5 Organização da tese

O presente documento encontra-se dividido em seis capítulos.

Neste primeiro capítulo foram introduzidos os conceitos gerais de OCT e o estado da arte desta técnica de imagem ótica, incluindo a oferta macroscópica existente no mercado e os

trabalhos de miniaturização encontrados na literatura. Face a esta revisão foram introduzidos o enquadramento e a motivação do presente trabalho.

O capítulo 2 contém os conceitos teóricos relacionados com a técnica ótica OCT, incluindo uma descrição detalhada de todas as configurações existentes, no domínio temporal e no domínio das frequências. Serão apresentadas as deduções matemáticas que regem os respetivos princípios de funcionamento. Os dois domínios serão comparados entre si, realçando as suas vantagens. Ainda no capítulo 2 são apresentados todos os componentes óticos utilizados nas diferentes abordagens, estudando paralelamente o processo de miniaturização. Os principais parâmetros de caracterização de qualquer sistema de OCT são também estudados, isto é, a resolução axial e transversal, bem como a profundidade de penetração. Finalmente são apresentadas as aplicações de OCT.

No capítulo 3 é apresentado o design do sistema miniOCT, tendo em conta uma configuração baseada num DFO e espelhos metálicos depositados em superfícies óticas de 45° de inclinação. São abordados os materiais que constituirão o DFO e os espelhos metálicos refletivos, bem como o substrato utilizado. Também são apresentadas as simulações do protótipo proposto, recorrendo ao software de simulação de filmes finos TFCalc e ao software de simulação ótica Zemax.

O capítulo 4 contém o processo de fabrico do miniOCT, com descrição das tecnologias utilizadas e todos os pormenores do fabrico, incluindo a projeção de máscaras necessária para a deposição intercalada do DFO e dos espelhos metálicos.

O miniOCT é, depois de fabricado, testado para comparação com os resultados das simulações. Os resultados experimentais são apresentados no capítulo 5, sendo avaliado o grau de concordância com as simulações. Neste capítulo são ainda descritas as montagens óticas utilizadas para as medições experimentais.

Finalmente, no capítulo 6, são apresentadas as conclusões inerentes à realização dos trabalhos apresentados no âmbito deste programa de doutoramento. Face aos resultados apresentados e limitações verificadas na caracterização do miniOCT, será proposto o trabalho futuro.

Em todos os capítulos serão apresentadas as referências bibliográficas utilizadas e, no final do documento, são apresentadas as publicações resultantes do trabalho realizado em revistas internacionais.

---

## Referências bibliográficas 1

1. P. A. Flournoy, R. W. McClure, and G. Wyntjes, "White-Light Interferometric Thickness Gauge," *Appl. Opt.* 11, 1907–1915 (1972).
2. A. B. L. Ribeiro, "White-Light Interferometry: Applications to Fibre Optic Sensors for AC and DC Measurands," University of Kent, UK (1992).
3. J. G. Fujimoto, "1 Optical Coherence Tomography: Introduction," in *Handbook of Optical Coherence Tomography* (2002).
4. Pedro Serranho, A. M. Morgado, and R. Bernardes, "Optical Coherence Tomography: A Concept Review," in *Optical Coherence Tomography - A Clinical and Technical Update*, R. Bernardes and J. Cunha-Vaz, eds. (Springer Berlin Heidelberg, 2012).
5. A. G. Podoleanu, "Optical coherence tomography.," *Br. J. Radiol.* 78, 976–88 (2005).
6. M. Wojtkowski, "High-speed optical coherence tomography: basics and applications," *Appl. Opt.* 49, D30-61 (2010).
7. D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotire, K. Gregory, C. A. Puliáfito, and J. G. Fujimoto, "Optical Coherence Tomography," *Science*. 254, 1178–1181 (1991).
8. A. F. Fercher, "Optical coherence tomography – development, principles, applications," *Z. Med. Phys.* 20, 251–276 (2010).
9. P. H. Tomlins and R. K. Wang, "Theory, developments and applications of optical coherence tomography," *J. Phys. D. Appl. Phys.* 38, 2519–2535 (2005).
10. J. S. Schuman, C. A. Puliáfito, and James G. Fujimoto., "Optical Coherence Tomography of Ocular Diseases, 2nd ed," *Optom. Vis. Sci.* 82, 1010 (2005).
11. W. Drexler and J. G. Fujimoto, *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications* (Springer, 2008).
12. M. A. H. M. Kamal, "Reflective optics-based line-scanning spectral domain optical coherence tomography system," Concordia University Montreal, Quebec, Canada (2011).
13. H. Kasban and D. H. Salama, "A Comparative Study of Medical Imaging Techniques," *Int. J. Inf. Sci. Intell. Syst.* 4, 37–58 (2015).
14. J. G. Fujimoto, M. E. Brezinski, G. J. Tearney, S. A. Boppart, B. Bouma, M. R. Hee, J. F. Southern, and E. A. Swanson, "Optical biopsy and imaging using optical coherence tomography," *Nat. Med.* 1, 970–972 (1995).
15. J. G. Fujimoto, "Optical Coherence Tomography," *Appl. Phys.* 2147, 1099–1111 (2001).

16. J. G. Fujimoto, C. Pitris, S. a Boppart, and M. E. Brezinski, "Optical Coherence Tomography: An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy," *Neoplasia* 2, 9–25 (2000).
17. A. Fercher, C. Hitzenberger, W. Drexler, G. Kamp, and H. Sattmann, "In vivo optical coherence tomography," *Am J Ophthalmol.* 116, 113–114 (1993).
18. R. Hamdan, R. G. Gonzalez, S. Ghostine, and C. Caussin, "Optical coherence tomography: from physical principles to clinical applications," *Arch. Cardiovasc. Dis.* 105, 529–34 (2012).
19. D. C. Adler, C. Zhou, T.-H. Tsai, J. Schmitt, Q. Huang, H. Mashimo, and J. G. Fujimoto, "Three-dimensional endomicroscopy of the human colon using optical coherence tomography.," *Opt. Express* 17, 784–96 (2009).
20. T. Gambichler, V. Jaedicke, and S. Terras, "Optical coherence tomography in dermatology: technical and clinical aspects," *Arch. Dermatol. Res.* 303, 457–473 (2011).
21. N. Iftimia, M. Mujat, A. Hicks, A. Patel, D. Biss, R. D. Ferguson, and D. Hammer, "Image-guided breast biopsy with optical coherence tomography," in *Lasers and Electro-Optics (CLEO)* (2011), pp. 3–4.
22. V. R. Korde, G. T. Bonnema, W. Xu, C. Krishnamurthy, J. Ranger-Moore, K. Saboda, L. D. Slayton, S. J. Salasche, J. a Warneke, D. S. Alberts, and J. K. Barton, "Using optical coherence tomography to evaluate skin sun damage and precancer.," *Lasers Surg. Med.* 39, 687–95 (2007).
23. A. M. Rollins, M. D. Kulkarni, S. Yazdanfar, R. Ung-Arunyawee, and J. A. Izatt, "In vivo video rate optical coherence tomography.," *Opt. Express* 3, 219–229 (1998).
24. M. Wojtkowski, T. Bajraszewski, P. Targowski, and A. Kowalczyk, "Real-time in vivo imaging by high-speed spectral optical coherence tomography.," *Opt. Lett.* 28, 1745–1747 (2003).
25. N. Nassif, B. Cense, B. Park, S. Yun, T. Chen, B. Bouma, G. Tearney, and J. Boer, "In vivo human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography.," *Opt. Lett.* 29, 480–482 (2004).
26. B. Potsaid, I. Gorczynska, V. J. Srinivasan, Y. Chen, J. Jiang, A. Cable, and J. G. Fujimoto, "Ultrahigh speed spectral / Fourier domain OCT ophthalmic imaging at 70,000 to 312,500 axial scans per second.," *Opt. Express* 16, 15149–15169 (2008).
27. F. Lexer, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher, and M. Kulhavy, "Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances.," *Appl. Opt.* 36, 6548–6553 (1997).
28. B. Golubovic, B. E. Bouma, G. J. Tearney, and J. G. Fujimoto, "Optical frequency-domain

- reflectometry using rapid wavelength tuning of a Cr<sup>4+</sup>:forsterite laser.," *Opt. Lett.* 22, 1704–6 (1997).
29. S. R. Chinn, E. a Swanson, and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source.," *Opt. Lett.* 22, 340–342 (1997).
  30. R. Huber, D. C. Adler, and J. G. Fujimoto, "Buffered Fourier domain mode locking: unidirectional swept laser sources for optical coherence tomography imaging at 370,000 lines/s," *Opt. Lett.* 31, 2975 (2006).
  31. A. G. Podoleanu, "Optical coherence tomography," *J. Microsc.* 247, 209–19 (2012).
  32. Carl Zeiss Meditec, *Cirrus HD-OCT 5000 and 500: Technical Specifications* (2012).
  33. Topcon, *Optical Coherence Tomography 3D OCT-2000* (2010).
  34. Optovue, *RTVue Premier: Real-Time Active Eye-Tracking OCT* (n.d.).
  35. Optovue, *iVue SD-OCT: Simple, Portable, Powerful* (n.d.).
  36. Optos, *Provide Your Patients an Indepth Retinal Health Picture / OptosOCT SLO* (2013).
  37. Nidek, *Optical Coherence Tomography: RS-3000 Advance/Lite - Wide Area Scan OCT* (2012).
  38. Heidelberg Engineering, *Spevtralis OCT: Spectral-Domain OCT with Infrared Fundus Imaging* (2011).
  39. Leica Microsystems, *EnFocus - Your Upgrade Path to High Performance Intrasurgical OCT* (n.d.).
  40. Optopol, *SOCT Copernicus REVO* (2016).
  41. Rebecca C. Jernigan, "BioPhotonics: bringing light to the life sciences," <http://www.photonics.com/Article.aspx?PID=1&VID=43&IID=296&Tag=Features&AID=36339>.
  42. Leica Microsystems, "OCT for Ophthalmology - Envisu C-Class," <http://www.leica-microsystems.com/products/optical-coherence-tomography-oct/details/product/envisu-c-class/>.
  43. P. Weber, "Perimeter Medical Imaging Receives FDA Clearance for OTIS Optical Tissue Imaging System," <http://www.perimetermed.com/otis-10-fda.html>.
  44. Thorlabs, "OCT Selection Guide, OCT System Comparison," .
  45. Leica Microsystems, "OCT Imaging for Preclinical Researchers Envisu R-Class," <http://www.leica-microsystems.com/products/optical-coherence-tomography-oct/details/product/envisu-r-class/>.
  46. D. Culemann, a. Knuettel, and E. Voges, "Integrated optical sensor in glass for optical

- coherence tomography (OCT)," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 6, 730–734 (2000).
47. E. Margallo-Balbas, G. Pandraud, and P. J. French, "Thermo-optical delay line for optical coherence tomography," *Proc. SPIE* 6717, 671704-671704–9 (2007).
48. E. Margallo-Balbás, M. Geljon, G. Pandraud, and P. J. French, "Miniature 10 kHz thermo-optic delay line in silicon.," *Opt. Lett.* 35, 4027–9 (2010).
49. K. M. Tan, M. Mazilu, T. H. Chow, W. M. Lee, K. Taguchi, B. K. Ng, W. Sibbett, C. S. Herrington, C. T. A. Brown, K. Dholakia, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, J. G. Fujimoto, and O. Coherence, "In-fiber common-path optical coherence tomography using a conical-tip fiber," 17, 2231–2235 (2009).
50. B. D. Goldberg, S. M. R. Motaghian Nezam, P. Jillella, B. E. Bouma, and G. J. Tearney, "Miniature swept source for point of care optical frequency domain imaging.," *Opt. Express* 17, 3619–3629 (2009).
51. G. Yurtsever, P. Dumon, W. Bogaerts, and R. Baets, "Integrated photonic circuit in silicon on insulator for Fourier domain optical coherence tomography," *Procedia SPIE* 7554, 1–5 (2010).
52. G. Yurtsever, K. Komorowska, and R. Baets, "Low dispersion integrated Michelson interferometer on silicon on insulator for optical coherence tomography," *Proc. SPIE-OSA Biomed. Opt.* 8091, 80910T–80910T–6 (2011).
53. V. D. Nguyen, N. Ismail, F. Sun, K. Wörhoff, T. G. Van Leeuwen, and J. Kalkman, "SiON integrated optics elliptic couplers for Fizeau-based optical coherence tomography," *J. Light. Technol.* 28, 2836–2842 (2010).
54. V. D. Nguyen, B. I. Akca, K. Wörhoff, R. M. de Ridder, M. Pollnau, T. G. van Leeuwen, and J. Kalkman, "Spectral domain optical coherence tomography imaging with an integrated optics spectrometer.," *Opt. Lett.* 36, 1293–1295 (2011).
55. B. I. Akca, V. D. Nguyen, J. Kalkman, N. Ismail, G. Sengo, F. Sun, A. Driessen, T. G. van Leeuwen, M. Pollnau, K. Wörhoff, and R. M. de Ridder, "Toward Spectral-Domain Optical Coherence Tomography on a Chip," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 18, 1223–1233 (2012).
56. B. I. Akca, B. Považay, A. Alex, K. Wörhoff, R. M. De Ridder, W. Drexler, and M. Pollnau, "Miniature spectrometer and beam splitter for an optical coherence tomography on a silicon chip," *Opt. Express* 21, 16648–16656 (2013).
57. V. D. Nguyen, N. Weiss, W. Beeker, M. Hoekman, A. Leinse, R. G. Heideman, T. G. van

- Leeuwen, and J. Kalkman, "Integrated-optics-based swept-source optical coherence tomography.," *Opt. Lett.* 37, 4820–4822 (2012).
58. S. Schneider, M. Lauermann, C. Weimann, W. Freude, and C. G. Koos, "Silicon Photonic Optical Coherence Tomography System," in *Cleo: 2014* (2014), Vol. 2.
59. G. Yurtsever, B. Považay, A. Alex, B. Zabihian, W. Drexler, and R. Baets, "Photonic integrated Mach-Zehnder interferometer with an on-chip reference arm for optical coherence tomography," *Biomed. Opt. Express* 5, 1050 (2014).
60. G. Yurtsever, N. Weiss, J. Kalkman, T. G. van Leeuwen, and R. Baets, "Ultra-compact silicon photonic integrated interferometer for swept-source optical coherence tomography.," *Opt. Lett.* 39, 5228–31 (2014).
61. S. Schneider, M. Lauermann, P.-I. Dietrich, C. Weimann, W. Freude, and C. Koos, "Optical coherence tomography system mass-producible on a silicon photonic chip," *Opt. Express* 24, 1573 (2016).



## 2 Conceitos teóricos de OCT

---

A OCT apresenta-se como técnica de imagem biomédica com características que se situam entre a ultrassonografia (US) e a microscopia, se consideramos a resolução e a penetração como parâmetros fundamentais. Neste capítulo é estudado o seu princípio ótico, bem como o enquadramento da técnica relativamente a outras modalidades de imagem biomédica. São abordados os conceitos teóricos nos diferentes domínios de OCT (temporal e das frequências). Os principais componentes óticos utilizados nas diferentes montagens são analisados, incluindo a sua influência na resolução e na profundidade de imagem dos sistemas de OCT. Finalmente são apresentadas algumas das suas principais aplicações na área médica.

### 2.1 Tecnologia OCT – princípio ótico

O princípio de funcionamento de OCT é similar ao princípio da US, mas baseia-se em luz em vez de ondas sonoras. As imagens por US são baseadas na medição da duração do eco, isto é, o tempo que demora a medir o eco após emissão de um sinal sonoro para a estrutura a analisar, normalmente designada de amostra. Como a velocidade da luz é extremamente elevada, a medição direta do eco ótico é impossível de concretizar eletronicamente, tal como na US. Para ultrapassar esta impossibilidade, a OCT é baseada na interferometria ótica de baixa coerência. A interferometria ótica mede o grau de interferência gerado por duas ondas de luz: se as ondas coincidirem em fase irão amplificar-se mutuamente. Caso as ondas apresentem fases opostas, irão cancelar-se [1].

O interferómetro mais utilizado na interferometria ótica de baixa coerência e, consequentemente, na OCT é o interferómetro de Michelson: um feixe de luz de baixa coerência é direcionado para um divisor de feixe ótico (DFO), que divide este feixe em dois; um dos feixes é direcionado para a amostra a analisar, sendo particularmente retro disperso, percorrendo um percurso ótico (produto entre a distância geométrica e o índice de refração do meio) designado de percurso da amostra; o outro feixe é direcionado para uma espelho de referência, a uma distância variável, sendo também refletido. De igual modo, a luz direcionada para este espelho percorre um percurso ótico designado de percurso de referência. Os dois feixes de luz retro dispersos e retro refletidos são novamente recombinados no DFO, sendo medido o sinal de interferência [2–4]. Se o sinal de interferência for elevado, significa que a luz retro dispersa da amostra percorreu a mesma distância ótica que o feixe encaminhado para o espelho de referência.

Através do movimento do espelho de referência, é assim possível selecionar uma determinada profundidade da amostra, permitindo a obtenção de um perfil *A-scan*, ou seja, um mapa de refletividade ao longo da direção axial. Este é o princípio de funcionamento da abordagem OCT no domínio temporal: TD-OCT [1–3].

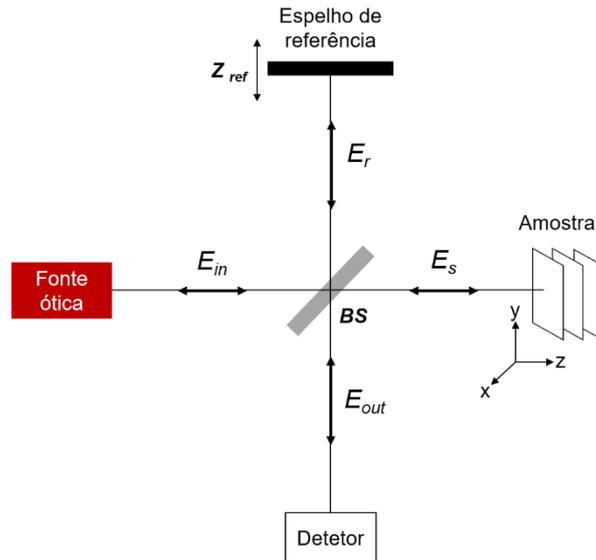
A formulação matemática do mecanismo de operação dos sistemas de OCT é extensivamente descrita na literatura, e alguns desses resultados são utilizados aqui [4–7]. A fonte de luz utilizada no interferômetro apresenta uma grande influência no perfil de interferência gerado no interferômetro de Michelson. Iniciando pelo campo elétrico  $E(w,t)$  da onda luz que é direcionada para o DFO, este pode ser expresso através de uma função exponencial complexa, que representa a propagação da luz a uma frequência  $w$  e variação temporal  $t$ .

$$E(w,t) = s(w)e^{-i(wt+kz)}, \quad (2.1)$$

onde  $s(w)$  representa a amplitude espectral da fonte ótica e  $kz$  a fase acumulada ao longo do interferômetro, dependente do número de onda  $k$  e da distância  $z$  [4]. Uma vez que a fase de entrada é arbitrária e já que o interferômetro de Michelson apenas mede a fase relativa entre os dois percursos óticos (referência e amostra), este termo pode ser retirado do campo elétrico,

$$E(w,t) = s(w)e^{-iwt} \quad (2.2)$$

Os campos elétricos em cada braço do interferômetro, tal como indicado na Figura 2.1 são  $E_{in}$ ,  $E_r$ ,  $E_s$  e  $E_{out}$ , correspondendo aos campos elétricos à entrada, no braço da referência, no braço da amostra e à saída. Estes são expressos de acordo com as equações (2.3)-(2.6).



**Figura 2.1** – interferômetro de Michelson com a representação dos campos elétricos em cada braço: campo elétrico do feixe de luz à entrada do interferômetro –  $E_{in}$ , no braço do espelho de referência –  $E_r$ , no braço da amostra –  $E_s$  e, finalmente, à saída do interferômetro –  $E_{out}$ .

$$E_{in}(w, t) = s(w) e^{-i\omega t} \quad (2.3)$$

$$E_r(w, t, \Delta z) = (T_r T_s)^{1/2} E_{in}(w, t) e^{-i\varphi(\Delta z)} \quad (2.4)$$

$$E_s(w, t) = (T_r T_s)^{1/2} E_{in}(w, t) H(w) \quad (2.5)$$

$$E_{out}(w, t, \Delta z) = E_r(w, t, \Delta z) + E_s(w, t) \quad (2.6)$$

$T_r$  e  $T_s$  representam a transmitância do DFO no braço da referência e da amostra, respectivamente. Estes dois parâmetros estão correlacionados de acordo com o quociente de transmitância e refletância do DFO, de tal modo que  $T_r + T_s = 1$ . O espelho de referência é assumido como sendo ideal.  $H(w)$  representa a função de resposta da amostra, com a respectiva acumulação de fase.  $\varphi(\Delta z)$  representa a fase acumulada através do movimento do espelho de referência, segundo a diferença dos percursos geométricos da referência e da amostra  $\Delta z$  [4].

$$\varphi(\Delta z) = \frac{2w \cdot n_{ar} \Delta z}{c} \quad (2.7)$$

$$\Delta z = \frac{\Delta t \cdot c}{n_{ar}}, \quad (2.8)$$

onde  $\Delta t$  representa o atraso temporal introduzido entre a referência e a amostra e  $c$  representa a velocidade da luz no vácuo. É assumido que o interferómetro de Michelson está a operar no ar, utilizando-se para tal o índice de refração do ar -  $n_{ar}$ . Na equação (2.7) aparece o fator multiplicativo 2 devido à configuração do interferómetro de Michelson, isto é, o percurso ótico da referência envolve 2 vezes a sua distância geométrica, já que a luz é encaminhada para o espelho e retorna para o DFO [4].

Os detetores óticos seguem a lei da intensidade quadrática, ou seja, a intensidade no detetor é proporcional à média temporal do campo elétrico multiplicado pelo seu conjugado complexo [4],

$$\begin{aligned} I(w, \Delta z) &= \langle E_{out}(w, t, \Delta z) E_{out}^*(w, t, \Delta z) \rangle \\ &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T E_{out}(w, t, \Delta z) E_{out}^*(w, t, \Delta z) dt \end{aligned} \quad (2.9)$$

Considerando as equações (2.6) e (2.9), resulta a equação (2.10), onde é possível constatar que a intensidade à saída do interferómetro resulta da soma de três termos [4–7]:

$$\begin{aligned} I(w, \Delta z) &= \langle E_{out} E_{out}^* \rangle \\ &= \langle (E_r + E_s) \times (E_r^* + E_s^*) \rangle \\ &= \langle E_r E_r^* + E_r E_s^* + E_s E_r^* + E_s E_s^* \rangle \\ &= \langle E_s E_s^* \rangle + \langle E_r E_r^* \rangle + 2\Re \{ \langle E_s E_r^* \rangle \} \end{aligned} \quad (2.10)$$

Os termos  $\langle E_s E_s^* \rangle$  e  $\langle E_r E_r^* \rangle$  denotam a intensidade dos feixes da amostra e da referência, respetivamente. O último termo representa a parte real do complexo correlação cruzada entre os campos elétricos do braço da amostra e da referência.

Os termos referentes às contribuições independentes da amostra e da referência encontram-se de forma extensa nas equações (2.11) e (2.12), respetivamente.  $S(w) = |s(w)|^2$  representa a intensidade espectral da fonte utilizada à entrada do interferómetro [4].

$$E_s(w, t) = (T_r T_s)^{\frac{1}{2}} E_{in}(w, t) H(w) = (T_r T_s)^{\frac{1}{2}} s(w) H(w) e^{-iwt} \quad (2.11)$$

$$E_s E_s^* = |E_s|^2 = \left[ (T_r T_s)^{\frac{1}{2}} s(w) H(w) \right]^2 = T_r T_s S(w) |H(w)|^2$$

$$E_r(w, t, \Delta z) = (T_r T_s)^{\frac{1}{2}} E_{in}(w, t) e^{-i\varphi(\Delta z)} = (T_r T_s)^{\frac{1}{2}} s(w) e^{-iwt} e^{-i\varphi(\Delta z)} \quad (2.12)$$

$$E_r E_r^* = |E_r|^2 = \left[ (T_r T_s)^{\frac{1}{2}} s(w) \right]^2 = T_r T_s S(w)$$

Do mesmo modo, desenvolvendo o termo referente à correlação cruzada entre referência e amostra, obtém-se:

$$E_s E_r^* = (T_r T_s)^{\frac{1}{2}} s(w) H(w) e^{-iwt} \cdot (T_r T_s)^{\frac{1}{2}} s(w) e^{i[wt + \varphi(\Delta z)]} \quad (2.13)$$

$$E_s E_r^* = T_r T_s S(w) H(w) e^{i\varphi(\Delta z)}$$

Finalmente, a intensidade à saída do interferómetro é dada pela equação (2.14).

$$I(w, \Delta z) = T_r T_s S(w) |H(w)|^2 + T_r T_s S(w) + 2T_r T_s \Re \left\{ S(w) H(w) e^{i\varphi(\Delta z)} \right\} \quad (2.14)$$

A função  $H(w)$  representa a reflexão global das estruturas distribuídas na direção axial  $z$  da amostra, e é obtida por:

$$H(w) = \int_{-\infty}^{+\infty} r(w, z) e^{i2n(w, z)w \frac{z}{c}} dz, \quad (2.15)$$

onde  $r(w, z)$  representa o coeficiente de retro difusão, tendo em conta as características estruturais da amostra e  $n(w, z)$  é o índice de refração dependente da frequência e da profundidade na amostra. O termo exponencial contém a fase acumulada nos diferentes percursos óticos a partir da amostra [4].

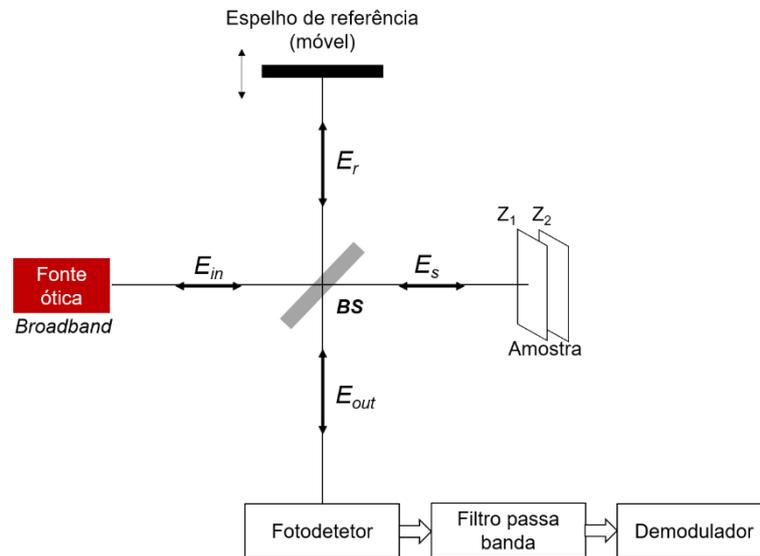
Existem dois principais modos de operação OCT: no domínio temporal, designado de TD-OCT, e no domínio das frequências, designado de FD-OCT. A principal diferença entre os dois domínios é o espelho de referência do interferómetro, sendo móvel na configuração TD-OCT e fixo nas configurações FD-OCT. A OCT no domínio das frequências pode ser implementada de duas formas, conforme o *scanning* da frequência seja implementado na fonte ótica ou no sistema de deteção: (i) SD-OCT (*Spectral Domain OCT*), baseado no uso de um espectrómetro na deteção ou (ii) SS-OCT (*Swept-Source OCT*), baseado no uso de um laser sintonizável como fonte ótica e de um fotodetector na deteção [8–11].

### 2.1.1 TD-OCT

A OCT surgiu inicialmente com uma versão no domínio temporal. Numa configuração TD-OCT, o padrão interferométrico é obtido através do movimento do espelho de referência, que permite a realização do *scanning* na direção axial (em profundidade) da amostra. A Figura 2.2 representa um setup TD-OCT, onde uma fonte ótica de espectro largo é combinada com o interferómetro de Michelson, contendo um DFO e um espelho de referência com posição variável. A luz encaminhada do DFO para a amostra a analisar e que volta para o DFO atravessa o designado percurso ótico da amostra. De igual modo, o feixe de luz encaminhado para o espelho de referência e que retorna para o DFO atravessa o designado percurso ótico de referência. A diferença de percurso ótico (OPD - *Optical Path Difference*) é definida como a diferença entre o percurso ótico da amostra e o percurso ótico de referência. O princípio ótico dos sistemas TD-OCT é designado de interferometria de coerência parcial: o fotodetector à saída do interferómetro apenas deteta variações de interferência sempre que a OPD seja inferior ao comprimento de coerência da fonte ótica de banda larga, cujo valor é dependente do espectro de emissão [2–4, 12].

Se a amostra a ser analisada consiste numa estrutura em camadas a diferentes profundidades, cada camada na direção axial  $z$  retorna uma réplica da luz incidente, com um

determinado atraso correspondente. Através da variação do percurso ótico da referência, por meio do movimento do espelho de referência, é possível selecionar uma determinada camada que satisfaça a condição de coerência para ser analisada [4].



**Figura 2.2** – configuração TD-OCT, o perfil interferométrico é obtido através do movimento do espelho de referência.

O modelo matemático dos sistemas TD-OCT é obtido a partir da equação (2.14). Assumindo um DFO com uma razão de divisão 50/50 ideal ( $T_r = T_s = 0.5$ ), as contribuições independentes da amostra e do espelho de referência são obtidas a partir da equação (2.16), sendo a correlação cruzada entre o feixe refletido da amostra e do espelho de referência obtido a partir de (2.17).

$$\Gamma_0 = \frac{1}{4} \int_{-\infty}^{+\infty} S(w) (|H(w)|^2 + 1) dw \quad (2.16)$$

$$\begin{aligned} \Gamma(\Delta z) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{2} \Re \left\{ S(w) H(w) e^{i\varphi(\Delta z)} \right\} dw \\ &= \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{+\infty} S(w) H(w) \cos \{ \varphi(\Delta z) \} dw \end{aligned} \quad (2.17)$$

O sinal à saída do interferômetro dos sistemas TD-OCT é, assim, dado por:

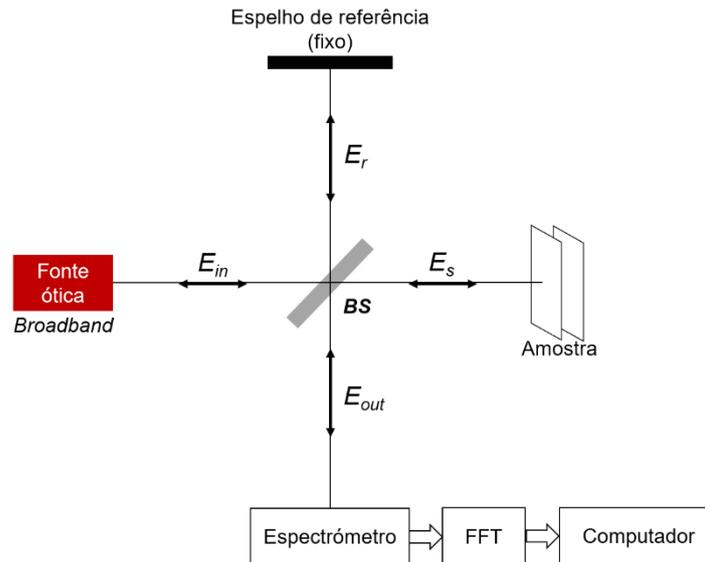
$$\begin{aligned}
 I(\Delta z) &= I_0 + \Gamma(\Delta z) \\
 &= \frac{1}{4} \int_{-\infty}^{+\infty} S(w) \left( |H(w)|^2 + 1 \right) dw + \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{+\infty} S(w) H(w) \cos \{ \varphi(\Delta z) \} dw
 \end{aligned} \tag{2.18}$$

A saída dos sistemas TD-OCT é um perfil de refletividade em profundidade, isto é, em função da variável  $\Delta z$ . Isto corresponde ao *scanning* da amostra na direção axial, permitindo a obtenção do designado *A-scan*. O termo  $I_0$  inclui as contribuições independentes do espelho de referência e da amostra, sendo que o termo  $\Gamma(\Delta z)$  contém a correlação cruzada entre amostra e referência. Imagens bidimensionais e tridimensionais podem ser depois obtidas a partir do empilhamento de vários perfis *A-scan*, através do deslocamento ortogonal do campo ótico (ou da amostra) [4,7].

### 2.1.2 SD-OCT

O princípio físico da configuração SD-OCT é também baseado na interferometria ótica de baixa coerência, no entanto as medições são realizadas no domínio das frequências [1]. De facto, ao contrário da abordagem TD-OCT, o detetor é substituído por um espectrómetro à saída do interferómetro. Consequentemente, uma das maiores vantagens desta abordagem reside no facto de o espelho de referência ser fixo, permitindo uma aquisição mais rápida [8–11].

Tal como na configuração TD-OCT, também é utilizada uma fonte ótica de espectro largo à entrada do interferómetro. A informação em profundidade é obtida através da medição da densidade espectral, utilizando um espectrómetro na deteção. A Figura 2.3 representa uma configuração SD-OCT.



**Figura 2.3** – configuração SD-OCT, o perfil interferométrico é obtido através da medição da densidade espectral à saída do interferômetro, através de um espectrômetro.

O princípio de operação do sistema SD-OCT é baseado na demodulação do espectro resultante da interferência entre a luz refletida do espelho de referência e a luz retro-dispersa ao longo da amostra, na direção em profundidade. Este espectro exibe picos e baixos e o período de modulação é diretamente proporcional à OPD do interferômetro. O espectro de intensidade detetado no espectrômetro sofre depois uma transformada inversa de Fourier para o domínio temporal, para reconstrução da estrutura ótica da amostra [3].

O princípio de operação de um sistema SD-OCT pode ser expresso matematicamente partindo da equação (2.14). Uma vez que o espelho de referência se encontra fixo, tal como é possível constatar na Figura 2.3,  $\Delta z = 0$  e assumindo novamente um DFO 50/50 ideal, o espectro detetado  $I(w)$ , obtém-se segundo a equação (2.19).

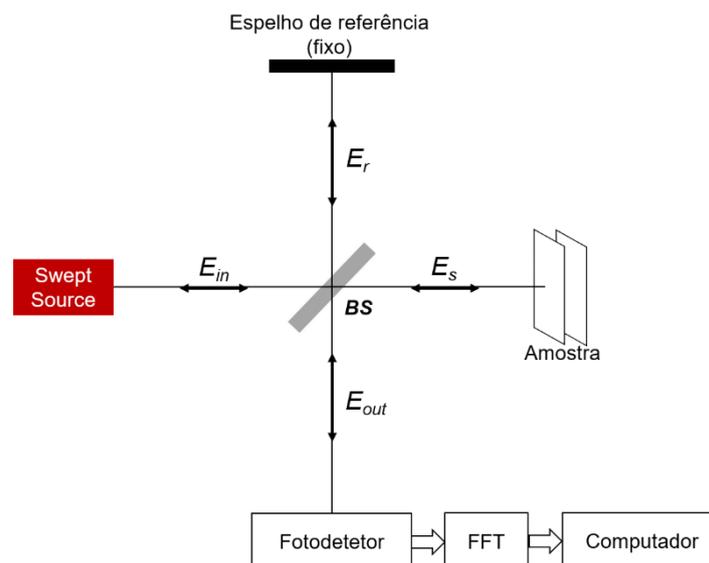
$$\begin{aligned}
 I(w) &= \frac{1}{4} S(w) |H(w)|^2 + \frac{1}{4} S(w) + 2 \times \frac{1}{4} \Re \{ S(w) H(w) \} \\
 &= \frac{1}{4} S(w) \left\{ |H(w)|^2 + 2H(w) + 1 \right\} \\
 &= \frac{1}{4} S(w) \left\{ H(w) + 1 \right\}^2
 \end{aligned} \tag{2.19}$$

O respetivo padrão de interferência no domínio temporal  $I(t)$  é obtido através da transformada inversa de Fourier, permitindo a obtenção do perfil *A-scan*.

$$I(t) = \mathbb{F}^{-1}(I(w)) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} I(w) e^{iwt} dw \quad (2.20)$$

### 2.1.3 SS-OCT

A segunda implementação de OCT no domínio das frequências é designada de SS-OCT, de *swept-source*. Nesta abordagem, ao invés de uma fonte ótica de banda larga é utilizado um laser sintonizável. Este é responsável por emitir diferentes comprimentos de ondas do espectro, durante um intervalo de tempo específico. Tal como na abordagem SD-OCT, o espelho de referência utilizado no interferômetro encontra-se fixo. Esta configuração requer lasers de ajuste rápido, com uma largura de linha muito estreita e conversores analógico-digital muito rápidos. Em vez de um espectrómetro são utilizados detetores *single-point*, permitindo uma velocidade de aquisição mais rápida. O sinal interferométrico é adquirido no fotodetetor sincronicamente com o laser sintonizável, para um comprimento de onda específico. Os dados adquiridos são similares aos adquiridos por um espectrómetro, pelo que uma transformada inversa de Fourier permite a obtenção da informação em profundidade da amostra a analisar (*A-scan*) [2,3,6,13]. A configuração típica do sistema SS-OCT encontra-se representada no esquema da Figura 2.4.



**Figura 2.4** – configuração SS-OCT, o perfil interferométrico é obtido através do uso de um laser sintonizável sincronizado com o fotodetetador à saída do interferômetro.

### 2.1.4 Comparação entre as diferentes modalidades de OCT

Existe claramente uma diferença fundamental entre as abordagens TD-OCT e FD-OCT, que pode ser constatada nos diferentes esquemáticos apresentados: enquanto que na abordagem TD-OCT o espelho de referência é móvel, nas abordagens SD-OCT e SS-OCT, o espelho de referência encontra-se fixo. As diferenças relativas a cada esquemático encontram-se sintetizadas na Tabela 2.1. Nas abordagens TD-OCT e SD-OCT a fonte ótica utilizada é uma fonte ótica de espectro largo, com um determinado comprimento de coerência que determina a resolução axial do sistema. Já nas abordagens SS-OCT, a fonte ótica de espectro largo é substituída por um laser sintonizável, onde a largura de banda sintonizável influencia a resolução em profundidade [3]. O sistema de deteção também difere nas diferentes abordagens. Enquanto que nas abordagens TD-OCT e SS-OCT utiliza-se um simples fotodetector, a montagem SD-OCT exige um espectrómetro para fazer a separação espectral. Tal como referido anteriormente, as abordagens do domínio das frequências implicam uma transformada inversa de Fourier.

**Tabela 2.1** – comparação entre as diferentes abordagens OCT, tendo em conta os esquemáticos apresentados na Figura 2.2, Figura 2.3 e Figura 2.4.

	<b>TD-OCT</b>	<b>SD-OCT</b>	<b>SS-OCT</b>
Fonte ótica	Fonte de espectro largo	Fonte de espectro largo	Laser sintonizável
Espelho de referência	Móvel	Fixo	Fixo
Detetor	Fotodiodo	Espectrómetro	Fotodiodo
FFT	Não requerida	Requerida	Requerida

O primeiro sistema de OCT publicado por Hung et al. [14] utilizava uma abordagem TD-OCT e permitia uma velocidade de aquisição de cerca de 2 *A-scans/s*. Desde 1991, a velocidade de aquisição dos sistemas TD-OCT foi melhorando, particularmente através do desenvolvimento de linhas de atraso ótico de elevada velocidade. De facto, Rollins et al. publicaram um setup TD-OCT com uma velocidade de 4 000 *A-scans/s* [15]. No entanto, a velocidade dos sistemas no domínio temporal é ultimamente influenciada pela velocidade dos componentes mecânicos, sendo uma limitação física difícil de melhorar. A grande melhoria ocorreu com a introdução da configuração SD-OCT por Wojtkowski et al. [16], em 2003. Os autores provaram uma velocidade de aquisição de cerca de 15 000 *A-scans/s*. Nos anos seguintes ocorreu uma otimização significativa dos espectrómetros de OCT, e a velocidade de aquisição das imagens aumentou para 30 000 *A-scans/s* [17,18]. Uma melhoria superior ocorreu em 2008, graças ao uso de uma câmara de elevada velocidade, com um detetor CMOS muito rápido. De facto, Potsaid

et al. [19] demonstraram um sistema SD-OCT de velocidade ultraelevada, com taxas de aquisição entre 70 000 a 312 500 *A-scans/s*. As configurações SS-OCT, embora introduzidas em 1997 [20–22] com velocidades de aquisição de imagem não superiores a 2 000 *A-scans/s* [21], são as que proporcionam maiores velocidades de aquisição de imagens. Em 2006, Huber et al. demonstraram velocidades de aquisição na ordem dos 370 000 *A-scans/s* [23,24].

Os sistemas FD-OCT medem simultaneamente todas as camadas em profundidade, ao passo que os métodos TD-OCT fornecem a refletividade de uma única camada em profundidade (correspondente ao OPD=0), traduzindo-se numa superioridade em termos de velocidade de aquisição, como provado pela evolução encontrada na literatura. Além disso, a distorção associada ao movimento da amostra é minimizada nos sistemas FD-OCT, consequência de uma taxa de aquisição das imagens superior [6,25].

## **2.2 Parâmetros dos sistemas de OCT**

As resoluções axial e transversal e a profundidade de penetração são os três principais parâmetros avaliativos dos sistemas de OCT, que variam de acordo com a aplicação requerida. Uma das grandes vantagens de OCT reside no facto da resolução lateral ser independente da resolução axial. Quer isto dizer que o design de um sistema de OCT pode ser otimizado para a melhor resolução lateral, sem efeito na resolução axial.

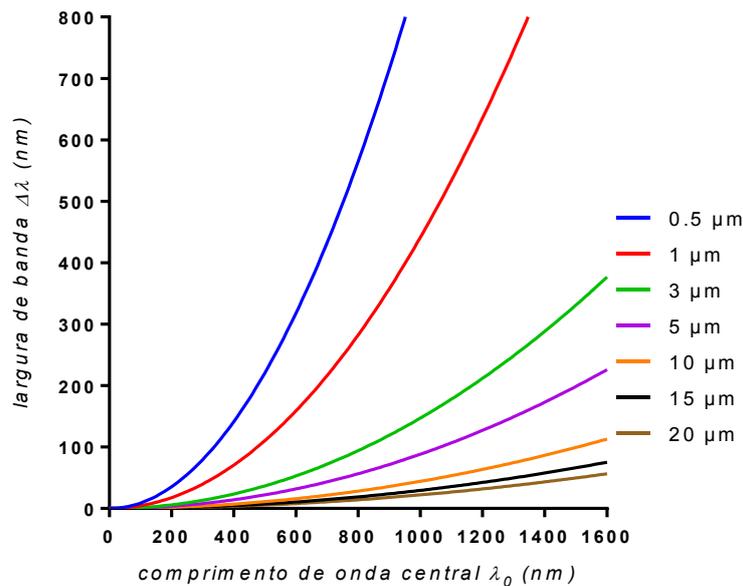
### **2.2.1 Resolução axial**

A resolução axial dos sistemas de OCT traduz-se na capacidade de distinguir duas superfícies refletoras que estão próximas na direção axial (ou em profundidade). Esta é determinada pela largura de banda espectral da fonte ótica utilizada. Uma fonte ótica de largura espectral elevada é uma fonte com baixa coerência temporal [26]. Nos sistemas TD-OCT e SD-OCT a resolução axial é definida pela largura de banda da fonte, ao passo que na abordagem SS-OCT é dependente da designada *tuning bandwidth* [3].

A resolução axial é determinada pelo comprimento de coerência da fonte ótica (*cl-coherence length*). No caso de uma fonte com espectro em forma Gaussiana, com uma função de coerência Gaussiana correspondente, e tendo em conta a configuração do interferómetro de Michelson, a resolução axial é expressa de acordo com a equação (2.21),

$$\Delta z = \frac{cl}{2} = \frac{2 \ln 2}{\pi n} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda_{FWHM}} \quad (2.21)$$

onde  $\lambda_0$  é o comprimento de onda central da fonte, com uma largura FWHM (*full width at half-maximum*) de  $\Delta \lambda_{FWHM}$ ;  $n$  é o índice de refração da amostra [2,26]. A Figura 2.5 apresenta a influência da largura de banda espectral e do comprimento de onda central da fonte para diferentes valores de resolução axial. Da figura pode ser concluído que para um determinado valor de largura de banda, a resolução axial melhora para comprimentos de onda centrais menores. Alternativamente, a resolução axial pode ser melhorada num determinado valor fixo de comprimento de onda central através de valores de largura de banda elevados. O compromisso entre estes dois fatores é dependente da aplicação pretendida, que tipicamente impõe o comprimento de onda de operação do sistema de OCT.



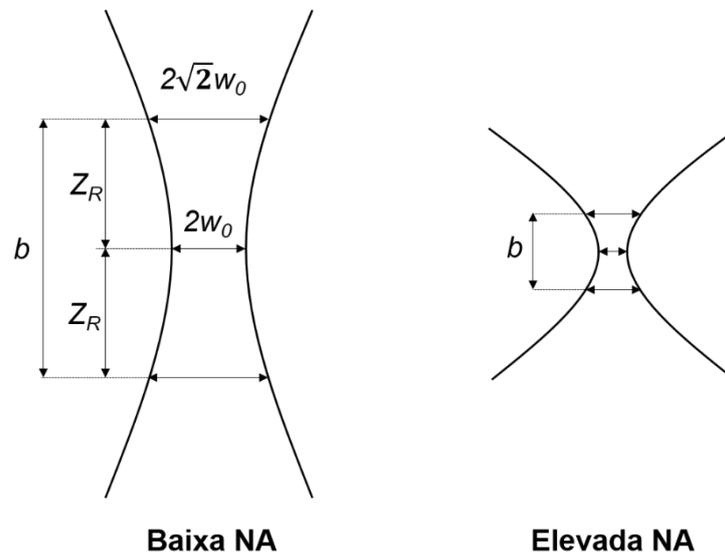
**Figura 2.5** – resolução axial: influência da largura de banda espectral e do comprimento de onda central da fonte ótica utilizada. O índice de refração da amostra foi considerado  $n=1$ .

### 2.2.2 Resolução lateral

A resolução lateral refere-se à capacidade de distinguir dois locais próximos no plano transversal. Esta é dependente do sistema ótico utilizado no braço da amostra, pelo que é independente da resolução axial [26].

$$\Delta y = \frac{4\lambda_0}{\pi} \frac{f}{D} \approx \frac{2\lambda_0}{\pi} \frac{1}{NA} \quad (2.22)$$

Na equação (2.22),  $D$  representa o tamanho do feixe na lente objetiva do sistema ótico,  $\lambda_0$  é o comprimento de onda central da fonte ótica e  $f$  é comprimento focal efetivo do sistema de focagem ótico. O uso de uma elevada abertura numérica (NA – *numerical aperture*) na montagem ótica induz uma melhor resolução lateral e um ponto focal menor [11]. Este comportamento pode ser constatado na Figura 2.6.



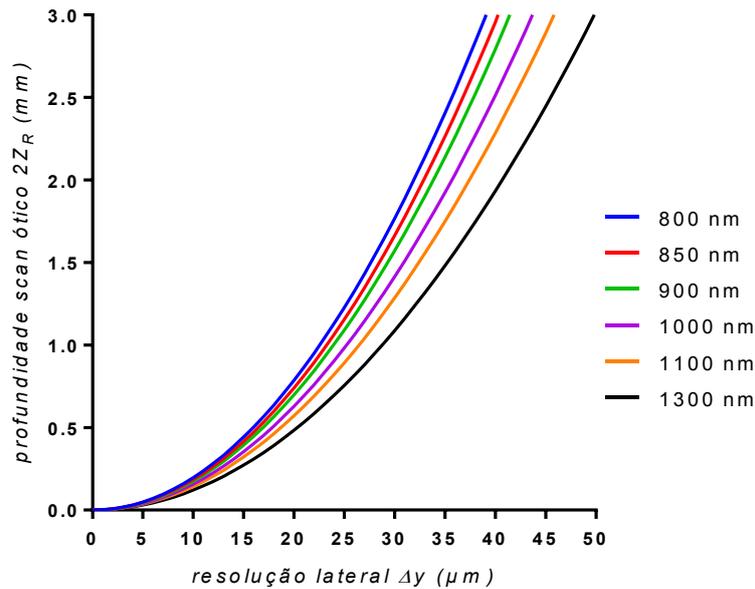
**Figura 2.6** – variação do tamanho do ponto focal e da profundidade de penetração em função da abertura numérica (NA):  $2w_0$  é o valor mínimo do tamanho do ponto focal;  $Z_R$  é o comprimento de Rayleigh;  $b$  é o parâmetro confocal.

### 2.2.3 Profundidade de penetração

Nos sistemas TD-OCT a profundidade do *scanning* ótico é determinada pela NA do sistema ótico no braço da amostra, sendo inversamente proporcionais. A profundidade de penetração é definida como o parâmetro confocal  $b$  do sistema, correspondente ao dobro do comprimento de Rayleigh, tal como se pode constatar na Figura 2.6.

$$b = 2Z_R = 2 \frac{\pi w_0^2}{\lambda_0} = \frac{8\lambda_0}{\pi} \frac{f^2}{D^2} = \frac{\pi}{2\lambda_0} \Delta y^2 \quad (2.23)$$

onde  $\lambda_0$  é o comprimento de onda central da fonte ótica e  $\Delta y$  a resolução lateral do sistema TD-OCT. Ao contrário da resolução axial, a profundidade de penetração é dependente da resolução lateral. Uma elevada NA do sistema ótico traduz-se numa melhor resolução lateral. No entanto reproduz uma profundidade de penetração reduzida [3,11,26]. A relação entre a resolução lateral e a profundidade de penetração encontra-se representada na Figura 2.7, para diferentes valores de comprimento de onda central da fonte ótica.



**Figura 2.7** – relação entre a resolução lateral e a profundidade de penetração para diferentes valores de comprimento de onda central da fonte ótica OCT.

Nos sistemas FD-OCT a profundidade de penetração é dependente da resolução espectral. O espectro de intensidade à saída do interferómetro  $I(w)$  (2.19) é um conjunto de N pontos discretos correspondentes à intensidade medida em cada ponto no array de intensidades. O resultado da transformada de Fourier é composto por uma série de passos discretos  $N/2$  no intervalo de tempo  $\Delta\tau$ , determinado pela largura de banda do espectro detetado  $\Delta\Omega$  [4]:

$$\Delta\tau = \frac{2\pi}{\Delta\Omega} \quad (2.24)$$

O espectro detetado pode ser, aproximadamente, representado pela relação:

$$\Delta\Omega = 2\pi c \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0^2} \quad (2.25)$$

A conversão para o domínio espacial (em  $z$ ) é obtida multiplicando ambos os lados da equação (2.24) por  $\frac{c}{n_{med}}$ , considerando  $n_{med}$  o índice de refração médio da amostra e  $c$  a velocidade da luz.

$$\begin{aligned} \Delta\tau \times \frac{c}{n_{med}} &= \frac{1}{c} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \times \frac{c}{n_{med}} \\ z &= \frac{1}{n_{med}} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \end{aligned} \quad (2.26)$$

A profundidade máxima dos sistemas FD-OCT (profundidade ideal, sem considerar o espalhamento da luz que ocorre na amostra) é obtida através da multiplicação da equação (2.26) pelo número de pontos no domínio temporal  $N/2$  e dividindo pelo fator 2, tendo em conta a configuração do interferómetro de Michelson [4]:

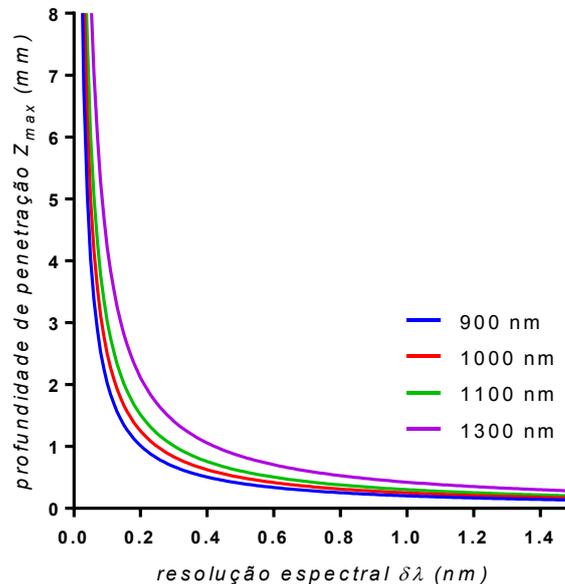
$$z_{max} = \frac{1}{4n_{med}} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} N \quad (2.27)$$

No caso de um sistema SD-OCT, a profundidade de penetração é dependente da resolução do espectrómetro  $\delta\lambda$  [27], que é diretamente proporcional à razão  $\frac{\Delta\lambda}{N}$ . A profundidade máxima destes sistemas resulta da equação (2.27), introduzindo a resolução em comprimento de onda do espectrómetro:

$$z_{max} = \frac{1}{4n_{med}} \frac{\lambda_0^2}{\delta\lambda} \quad (2.28)$$

Uma profundidade de penetração elevada pode ser obtida através da utilização de comprimentos de onda centrais elevados. No entanto, esta escolha é altamente condicionada pela aplicação específica pretendida. Portanto, a maneira de aumentar a profundidade de penetração num

sistema SD-OCT implica o uso de um espectrómetro de elevada resolução, como confirmado no gráfico da Figura 2.8.



**Figura 2.8** – relação entre a resolução do espectrómetro e a profundidade de penetração máxima nos sistemas SD-OCT, para diferentes valores de comprimento de onda central da fonte ótica OCT.

## 2.3 Componentes óticos de OCT

É possível destacar dois componentes óticos que influenciam claramente a performance dos sistemas de OCT: a fonte de luz e o sistema de deteção. Este último é particularmente importante na abordagem SD-OCT, visto que a resolução do espectrómetro afeta a profundidade de penetração do sistema. A montagem ótica utilizada no braço da amostra afeta a resolução lateral e a profundidade de penetração.

### 2.3.1 Fonte de luz

A fonte ótica apresenta uma grande influência na performance de um sistema de OCT. Genericamente, existem dois requerimentos básicos das fontes óticas de OCT:

1. Baixo comprimento de coerência (coerência temporal);
2. Emissão espectral na gama próxima dos infravermelhos (NIR – *Near InfraRed*) [28].

A coerência temporal define a resolução axial (em profundidade) dos sistemas OCT. Quanto maior a largura de banda da fonte, menor será o comprimento de coerência da fonte e, portanto, melhor a resolução axial [6]. O segundo requerimento, isto é, apresentar um espectro

de emissão NIR, está correlacionado com a profundidade de penetração. A técnica de imagem ótica OCT necessita de operar numa gama espectral onde a absorção da luz ocorra de forma menos pronunciada, para que a penetração na amostra a analisar seja adequada [29]. Nas medições baseadas em radiação visível (400-600 nm), ocorre maioritariamente absorção por parte dos eritrócitos e da melanina na pele, enquanto que nas regiões NIR (600-1500 nm) a absorção por parte da água torna-se mais importante. Tendo em conta a influência destes três componentes, no caso dos tecidos biológicos uma gama espectral compreendida entre 700-1300 nm parece a mais adequada [2,3]. A escolha da zona espectral depende da aplicação pretendida. Para imagens da retina, com elevada resolução axial, a janela espectral centrada em 800 nm é a mais utilizada. Para obter informação de estruturas mais profundas, comprimentos de onda centrados nos 1300 nm são os mais adequados. Uma outra gama espectral utilizada na OCT é a centrada nos 1000 nm. Comparativamente à gama espectral centrada em 800 nm, permite uma penetração no tecido superior, com o custo de uma pior resolução axial [2].

Até ao presente, a fonte de luz mais popular utilizada na OCT é o díodo superluminescente (SLD). Um SLD funciona como um díodo laser *edge-emitting* (EELD) e a sua estrutura também é semelhante. No entanto, um SLD não apresenta *feedback* ótico ou cavidade. Basicamente, a superluminescência ocorre quando a emissão espontânea de um EELD sofre um ganho devido à elevada injeção de correntes. Este ganho elevado provoca um incremento linear da potência e um maior estreitamento da largura espectral. A radiação emitida por um SLD é uma emissão espontânea amplificada (ASE - *Amplified Spontaneous Emission*) e, portanto, de baixa coerência temporal. Como os SLDs são implementados em estruturas guias de onda, a coerência espacial da radiação emitida é geralmente elevada. O comprimento de onda de emissão é determinado pelo material e suas camadas no díodo semiconductor [6]. Para além dos SLDs, também são utilizados na OCT lasers femtosegundos. Estes são fontes de luz bastante poderosas para sistemas de OCT de resolução ultra elevada, uma vez que conseguem gerar espectros de largura de banda larga, numa gama de comprimentos de onda NIR [11].

As abordagens SS-OCT requerem uma *swept-source* ou laser sintonizável. Estas fontes apresentam uma gama espectral comparável às fontes de espectro largo utilizadas nas abordagens TD-OCT e SD-OCT, mas apresentam uma largura de linha muito estreita (com valores típicos de 0,01 nm ou inferior) [30]. O grande obstáculo destas fontes é o seu custo elevado. Além disso só estão disponíveis numa gama de comprimentos de onda limitada, maioritariamente centrada nos 1000 e 1300 nm [28]. Huber et. al introduziram fontes *swept-source* baseadas

numa nova técnica, designada de *Fourier Domain Mode Locking* (FDML) que permitem velocidades de aquisição de imagem bastante elevadas [23,24].

### **2.3.2 OCT *scanners***

Os sistemas OCT permitem a realização de *scanning* na direção axial e lateral. O *scanning* na direção axial, isto é, em profundidade, é adquirido diretamente nas diferentes abordagens de OCT. No setup TD-OCT o *scanning* em diferentes profundidades é feito através do movimento do espelho de referência, o que implica uma alteração na distância do percurso ótico da referência e, conseqüentemente, na condição  $OPD=0$ . Nos sistemas FD-OCT não existe nenhum sistema mecânico para a realização do *scanning* axial, uma vez que o espelho de referência se encontra fixo. As diferentes camadas em profundidade são adquiridas numa única medição axial, recorrendo à transformada de Fourier do espectro obtido [28].

Para realização do *scanning* lateral, ambas as abordagens TD-OCT e FD-OCT podem recorrer ao mesmo setup para o movimento do feixe da amostra lateralmente, nas duas direções ortogonais (x e y). Este sistema consiste numa montagem ótico-mecânica complexa, com espelhos *scanners* e ótica de focagem. Diferentes modalidades de OCT recorrem a componentes óticos convencionais e fibra ótica, utilizando *scanners* galvanométricos [29]. Estes baseiam-se em motores galvanométricos, com espelhos óticos montados no eixo, permitindo a realização do *scanning* ótico numa ou em duas direções ortogonais. No entanto, os efeitos laterais da utilização de espelhos galvanométricos incluem: 1) distorção da imagem causada pelo arranjo dos espelhos; 2) variação da distância ótica à superfície da amostra; 3) variação do tamanho do ponto focal. Além disso, são sistemas volumosos e incompatíveis com aplicações onde a miniaturização é um requisito [28,29].

### **2.3.3 Detetores**

Os sistemas de deteção compreendem essencialmente um dispositivo optoelectrónico, responsável por converter a potência ótica incidente num sinal elétrico. Este sinal é depois processado de diferentes maneiras, conforme o setup ótico utilizado. Um sistema ótico pode também ser necessário para direcionar/focar a luz à saída do interferómetro no detetor correspondente.

Na abordagem TD-OCT, a deteção é feita por um fotodetetor, responsável por adquirir uma determinada potência ótica num instante de tempo específico [2,3]. Também as abordagens

SS-OCT utilizam um fotodetector, sendo que a informação de emissão da fonte ótica é combinada com o sinal recebido no fotodetector. Sendo assim, o resultado final é similar à saída de uma abordagem SD-OCT: a combinação da *swept-source* e do fotodetector é equivalente à combinação fonte ótica de espectro largo e espectrómetro, com a vantagem em termos de velocidade de aquisição e melhor resolução. Portanto, o fotodetector na abordagem SS-OCT irá atuar como um espectrómetro, uma vez que detecta cada componente espectral separadamente, e o espectro completo é depois obtido através de pós-processamento [30].

Na configuração SD-OCT, o sistema de detecção é consideravelmente diferente. Em vez de um único fotodetector (ou um par de fotodetectores balanceados) é colocado um espectrómetro à saída do interferómetro. Os espectrómetros apresentam um elemento dispersivo (normalmente uma rede de difração), ótica de focagem e uma câmara linear. No passado, a maioria das câmaras utilizadas na abordagem SD-OCT eram equipadas com sensores de imagem CCD (*charge coupled device*). Estes sensores produzem imagens com qualidade excelente, mas apresentam limitações físicas a velocidade de operação elevadas. Os recentes progressos na tecnologia CMOS (*complementary metal-oxide-semiconductor*) conduziu à produção de sensores CMOS com desempenhos a velocidades superiores e excelente sensibilidade [5].

## 2.4 Aplicações de OCT

A OCT estreou-se como técnica verdadeiramente poderosa na imagiologia médica, devido à possibilidade de realização de biópsias óticas. Esta característica é particularmente importante na oftalmologia, principal campo de aplicabilidade de OCT. Para obtenção de imagens de retina, é normalmente utilizado um comprimento de onda centrado, aproximadamente, nos 800 nm [2]. Para obtenção de imagens de camadas mais profundas, nomeadamente o segmento anterior do olho humano, também são utilizadas fontes óticas centradas em 1300 nm [31]. Ainda no campo da oftalmologia, também são recorrentes comprimentos de onda centrados nos 1000 nm. Comparativamente à gama dos 800 nm, permitem uma profundidade de penetração superior [32]. As outras aplicações de OCT utilizam comprimentos de onda na gama dos 1000 - 1300 nm. Exemplos concretos de aplicações biomédicas, para além da convencional oftalmologia incluem: cardiologia [33], endoscopia OCT [34], ginecologia [35] e dermatologia [12]. Graças à elevada resolução, a OCT tem sido direcionada para a realização de biópsias óticas em tecidos malignos, revelando-se uma ferramenta poderosa no campo da oncologia [36,37]. Para além do convencional diagnóstico por imagem, onde a OCT é utilizada para avaliar

morfologicamente os tecidos, é possível utilizar as imagens de OCT como guia para procedimentos de intervenção cirúrgica [38]. De facto, a OCT pode proporcionar uma ferramenta de auxílio para os cirurgiões.

## Referências bibliográficas 2

1. Pedro Serranho, A. M. Morgado, and R. Bernardes, "Optical Coherence Tomography: A Concept Review," in *Optical Coherence Tomography - A Clinical and Technical Update*, R. Bernardes and J. Cunha-Vaz, eds. (Springer Berlin Heidelberg, 2012).
2. M. Wojtkowski, "High-speed optical coherence tomography: basics and applications," *Appl. Opt.* 49, D30-61 (2010).
3. A. G. Podoleanu, "Optical coherence tomography," *J. Microsc.* 247, 209–19 (2012).
4. P. H. Tomlins and R. K. Wang, "Theory, developments and applications of optical coherence tomography," *J. Phys. D. Appl. Phys.* 38, 2519–2535 (2005).
5. A. F. Fercher, "Optical coherence tomography – development, principles, applications," *Z. Med. Phys.* 20, 251–276 (2010).
6. A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger, and T. Lasser, "Optical coherence tomography - principles and applications," *Reports Prog. Phys.* 66, 239–303 (2003).
7. J. Schmitt, "Optical Coherence Tomography (OCT): A Review," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 5, 1205–1215 (1999).
8. M. E. J. Velthoven, D. J. Faber, F. D. Verbraak, T. G. van Leeuwen, and M. D. de Smet, "Recent developments in optical coherence tomography for imaging the retina.," *Prog. Retin. Eye Res.* 26, 57–77 (2007).
9. M. L. Gabriele, G. Wollstein, H. Ishikawa, J. Xu, J. Kim, L. Kagemann, L. S. Folio, and J. S. Schuman, "Three dimensional optical coherence tomography imaging: Advantages and advances," *Prog. Retin. Eye Res.* 29, 556–579 (2010).
10. R. Hamdan, R. G. Gonzalez, S. Ghostine, and C. Caussin, "Optical coherence tomography: from physical principles to clinical applications," *Arch. Cardiovasc. Dis.* 105, 529–34 (2012).
11. W. Drexler and J. G. Fujimoto, *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications* (Springer, 2008).
12. T. Gambichler, V. Jaedicke, and S. Terras, "Optical coherence tomography in dermatology: technical and clinical aspects," *Arch. Dermatol. Res.* 303, 457–73 (2011).
13. C. S. Rawat and V. S. Gaikwad, "Optical Coherence Tomography Systems and signal

- processing in SD-OCT," *Int. J. Appl. or Innov. Eng. Manag.* (2014).
14. D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotire, K. Gregory, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto, "Optical Coherence Tomography," *Science*. 254, 1178–1181 (1991).
  15. A. M. Rollins, M. D. Kulkarni, S. Yazdanfar, R. Ung-Arunyawee, and J. A. Izatt, "In vivo video rate optical coherence tomography.," *Opt. Express* 3, 219–229 (1998).
  16. M. Wojtkowski, T. Bajraszewski, P. Targowski, and A. Kowalczyk, "Real-time in vivo imaging by high-speed spectral optical coherence tomography.," *Opt. Lett.* 28, 1745–1747 (2003).
  17. N. Nassif, B. Cense, B. Park, S. Yun, T. Chen, B. Bouma, G. Tearney, and J. Boer, "In vivo human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography.," *Opt. Lett.* 29, 480–482 (2004).
  18. S. H. Yun, G. J. Tearney, B. E. Bouma, B. H. Park, and J. F. de Boer, "High-speed spectral domain optical coherence tomography at 1.3 micrometer wavelength," *Opt. Express* 11, 3598–3604 (2003).
  19. B. Potsaid, I. Gorczynska, V. J. Srinivasan, Y. Chen, J. Jiang, A. Cable, and J. G. Fujimoto, "Ultrahigh speed spectral / Fourier domain OCT ophthalmic imaging at 70,000 to 312,500 axial scans per second.," *Opt. Express* 16, 15149–15169 (2008).
  20. F. Lexer, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher, and M. Kulhavy, "Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances.," *Appl. Opt.* 36, 6548–6553 (1997).
  21. B. Golubovic, B. E. Bouma, G. J. Tearney, and J. G. Fujimoto, "Optical frequency-domain reflectometry using rapid wavelength tuning of a Cr<sup>4+</sup>:forsterite laser.," *Opt. Lett.* 22, 1704–6 (1997).
  22. S. R. Chinn, E. a Swanson, and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source.," *Opt. Lett.* 22, 340–342 (1997).
  23. R. a Huber, M. Wojtkowski, and J. G. Fujimoto, "Fourier Domain Mode Locking (FDML): A new laser operating regime and applications for optical coherence tomography.," *Opt. Express* 14, 3225–37 (2006).
  24. R. Huber, D. C. Adler, and J. G. Fujimoto, "Buffered Fourier domain mode locking: unidirectional swept laser sources for optical coherence tomography imaging at 370,000 lines/s," *Opt. Lett.* 31, 2975 (2006).
  25. R. Leitgeb, C. Hitzenberger, and A. Fercher, "Performance of fourier domain vs time domain optical coherence tomography," *Opt. Express* 11, 889 (2003).

26. M. Kamal, N. Sivakumar, and M. Packirisamy, "Optical modeling of a line-scan optical coherence tomography system for high-speed three-dimensional endoscopic imaging," in *Photonics North*, R. Vallée, ed. (2009), Vol. 7386, p. 738607–(1–7).
27. B. I. Akca, V. D. Nguyen, J. Kalkman, N. Ismail, G. Sengo, F. Sun, A. Driessen, T. G. van Leeuwen, M. Pollnau, K. Wörhoff, and R. M. de Ridder, "Toward Spectral-Domain Optical Coherence Tomography on a Chip," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 18, 1223–1233 (2012).
28. P. Liu, "Optical Coherence Tomography for Material Characterization," Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, China (2014).
29. M. A. H. M. Kamal, "Reflective optics-based line-scanning spectral domain optical coherence tomography system," Concordia University Montreal, Quebec, Canada (2011).
30. M. J. Marques, "Experiments in Spectrometer-Based , Fourier-Domain Optical Coherence Tomography," University of Porto (2012).
31. M. Gora, K. Karnowski, M. Szkulmowski, B. J. Kaluzny, R. Huber, A. Kowalczyk, and M. Wojtkowski, "Ultra high-speed swept source OCT imaging of the anterior segment of human eye at 200 kHz with adjustable imaging range.," *Opt. Express* 17, 14880–14894 (2009).
32. A. Unterhuber, B. Povazay, B. Hermann, H. Sattmann, A. Chavez-Pirson, and W. Drexler, "In vivo retinal optical coherence tomography at 1040 nm - enhanced penetration into the choroid.," *Opt. Express* 13, 3252–3258 (2005).
33. T. Kume, T. Akasaka, T. Kawamoto, N. Watanabe, E. Toyota, Y. Neishi, R. Sukmawan, Y. Sadahira, and K. Yoshida, "Assessment of Coronary Arterial Plaque by Optical Coherence Tomography," *Am. J. Cardiol.* 97, 1172–1175 (2006).
34. D. C. Adler, C. Zhou, T.-H. Tsai, J. Schmitt, Q. Huang, H. Mashimo, and J. G. Fujimoto, "Three-dimensional endomicroscopy of the human colon using optical coherence tomography.," *Opt. Express* 17, 784–96 (2009).
35. A. F. Zuluaga, M. Follen, I. Boiko, A. Malpica, and R. Richards-Kortum, "Optical coherence tomography: A pilot study of a new imaging technique for noninvasive examination of cervical tissue," *Am. J. Obstet. Gynecol.* 193, 83–88 (2005).
36. V. R. Korde, G. T. Bonnema, W. Xu, C. Krishnamurthy, J. Ranger-Moore, K. Saboda, L. D. Slayton, S. J. Salasche, J. a Warneke, D. S. Alberts, and J. K. Barton, "Using optical coherence tomography to evaluate skin sun damage and precancer.," *Lasers Surg. Med.* 39, 687–95 (2007).

37. N. Iftimia, M. Mujat, A. Hicks, A. Patel, D. Biss, R. D. Ferguson, and D. Hammer, "Image-guided breast biopsy with optical coherence tomography," in *Lasers and Electro-Optics (CLEO)* (2011), pp. 3–4.
38. J. G. Fujimoto, C. Pitris, S. a Boppart, and M. E. Brezinski, "Optical Coherence Tomography: An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy," *Neoplasia* 2, 9–25 (2000).

## 3 Sistema miniaturizado de OCT

---

Neste terceiro capítulo é apresentado o design do sistema MiniOCT, para aplicações no domínio das frequências. Este sistema é formado por um micro DFO e micro espelhos, que funcionam como referência e guias para encaminhamento da luz no interferómetro de Michelson. São apresentadas as razões que sustentam a criação deste sistema, com uma configuração baseada em superfícies de 45° de inclinação. Finalmente, são apresentadas as simulações do micro DFO e dos micro espelhos, que em conjunto formam o interferómetro de Michelson para aplicações OCT.

### 3.1 MiniOCT

Da análise efetuada nos capítulos anteriores, conclui-se que a OCT é uma técnica ótica bem estabelecida na medicina, essencialmente na oftalmologia, para aquisição de imagens com resolução micrométrica. O estado da arte desta técnica revela que a configuração FD-OCT é a mais utilizada, sendo a abordagem SD-OCT a mais recorrente nos sistemas macroscópicos existentes no mercado. As montagens óticas de OCT utilizam normalmente fibra ótica e componentes óticos standard, que adicionam volume à montagem e custos elevados. Além disso, estes afetam a estabilidade mecânica, o que requer um alinhamento constante. A integração de diferentes componentes óticos miniaturizados num único micro sistema de OCT apresenta diferentes vantagens, nomeadamente o aumento da estabilidade mecânica para uma operação livre de manutenção e o acesso a processos de micro fabrico *standard*. Um sistema de OCT miniaturizado permite o aumento do leque de aplicabilidade e ainda a portabilidade da técnica, algo que não existe nos atuais sistemas de OCT macro, disponíveis no mercado.

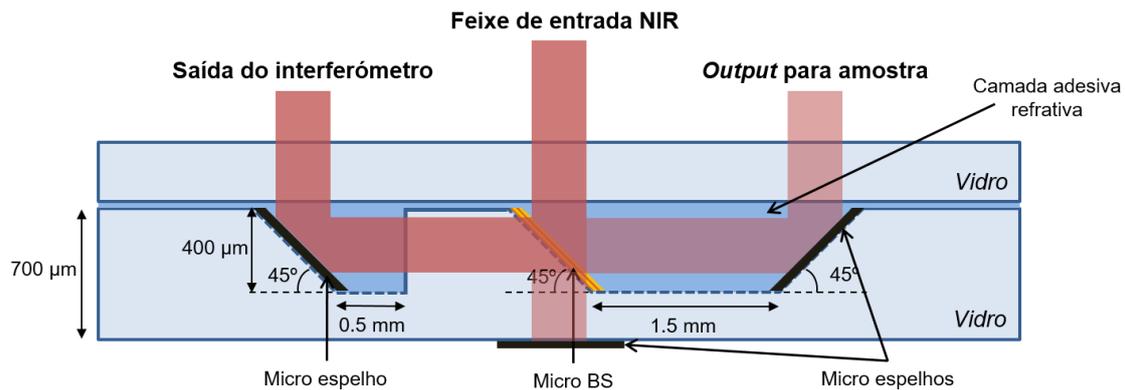
A integração de um sistema de OCT num chip, através de tecnologias MEMS (*Micro Electro-Mechanical System*) traduz-se na possibilidade de fabrico em massa de diferentes componentes miniaturizados [1,2]. MEMS são dispositivos ou sistemas miniaturizados integrados que combinam componentes elétricos e mecânicos. MOEMS (*Micro Opto-Electro-Mechanical System*) são uma classe especial de MEMS, que adicionam a manipulação e deteção de sinais óticos num microdispositivo [3,4]. Exemplos de MOEMS incluem: micro espelhos [5], micro DFO em micro interferómetros [6,7], *scanners* óticos [8] e micro espectrómetros [1]. As vantagens dos MOEMS, comparativamente aos sistemas opto-electro-mecânicos convencionais, incluem: dimensões miniaturizadas, peso reduzido e velocidade de operação elevada permitindo o seu uso

em cirurgias e outros atos clínicos. Além disso, o uso de fotolitografia em wafers possibilita a produção em massa de um largo número de dispositivos idênticos, o que resulta num baixo custo de fabrico por unidade e aumento da repetibilidade. Finalmente, os processos de fabrico MOEMS são compatíveis com tecnologia CMOS (eletrónica comercial), o que resulta na possibilidade de integrar num chip componentes óticos e eletrónica de leitura, resultando num sistema altamente compacto, robusto inteligente e económico [4,7]. Os MOEMS surgiram inicialmente em aplicações na área da comunicação ótica e em arrays de micro espelhos [9]. Recentemente, os MOEMS estão a ser direcionados para uso como instrumentos e dispositivos miniaturizados na biologia, medicina, química e física [7]. Esta tendência de miniaturização dos sistemas óticos tem afetado significativamente o design de ferramentas médicas, tornando-se cada vez mais um requisito-chave na imagiologia médica. A miniaturização dos dispositivos médicos permite a redução de efeitos secundários nos pacientes, através da inserção de dispositivos miniaturizados ou evitando o uso de dispositivos invasivos. A tecnologia OCT pode claramente beneficiar desta tendência das tecnologias MOEMS, sendo bastante apelativo o desenvolvimento de protótipos OCT miniaturizados.

As tecnologias MOEMS são basicamente planares, sendo que os componentes óticos móveis são preferencialmente evitados. Este aspeto coloca uma vantagem clara dos sistemas FD-OCT, visto que os sistemas TD-OCT requerem um espelho com distância variável. As vantagens dos sistemas FD-OCT face aos TD-OCT foram bem retratadas no capítulo 2, pelo que a escolha da abordagem OCT a miniaturizar recai para o domínio das frequências. Tendo em conta a possível integração com outros componentes, o sistema proposto deverá apresentar componentes óticos formados em superfícies com  $45^\circ$  de inclinação. Estas permitem a propagação lateral dos campos de luz refletidos e a separação vertical e horizontal de campos refletidos e transmitidos, simplificando problemas futuros de alinhamento e integração [10–12].

Face às diferentes razões referidas anteriormente, o sistema MiniOCT consiste em componentes MOEMS integrados num dispositivo, que formam um interferómetro de Michelson para abordagens FD-OCT. Este é implementado num wafer de vidro micro fabricado com superfícies de  $45^\circ$  de inclinação. A obtenção deste tipo de superfícies é garantida com tecnologias de micro fabricação, nomeadamente o corte de wafers de vidro através de um *dicer* com lâminas especialmente fabricadas para o efeito. O MiniOCT integra um micro DFO central, com um dielétrico específico baseado em filmes finos multicamada para garantir uma taxa de divisão de acordo com a aplicação pretendida. Uma fonte luz NIR direcionada para o micro DFO é transmitida

e refletida, de forma vertical e horizontal respetivamente, graças à configuração a  $45^\circ$ . Dois micro espelhos de metal são colocados lateralmente, de forma a direcionar a luz refletida do DFO para a amostra a analisar, e ainda para guiar a saída do DFO para o sistema detetor. Os micro espelhos são obtidos através da deposição de materiais metálicos, com elevada taxa de refletância na região NIR considerada. O espelho de referência é posicionado na parte inferior do MiniOCT, tal como pode ser observado na Figura 3.1.



**Figura 3.1** – sistema MiniOCT: micro DFO central e micro espelhos refletores. Este é implementado em wafers de vidro, através de processos de micro fabricação standard, incluindo tecnologia de corte através de um *dicer*, e deposição de filmes finos (multicamada do DFO e camadas metálicas dos micro espelhos).

O design do MiniOCT é dependente da fonte ótica utilizada. Para efeitos desta tese de doutoramento, foi utilizada uma fonte de espectro largo ASE com um comprimento de onda central de 1050 nm e um FWHM de 50 nm (modelo n° BSS-1µm, da MWTECH). Uma fonte com estas características, segundo a equação (2.21), permite uma resolução axial de aproximadamente 9.73 µm. Tal como referido no capítulo 2, um comprimento de onda na gama dos 1050 nm permite uma profundidade de penetração superior, quando comparada com a gama convencional de 800 nm utilizada na oftalmologia. De referir que o MiniOCT pode ser facilmente adaptado a outras gamas de comprimentos de onda NIR, bastando alterar a camada dielétrica utilizada no DFO e a espessura dos espelhos metálicos. O MiniOCT pode ser facilmente integrado em aplicações biomédicas, como uma caneta de diagnóstico por OCT ou um endoscópio OCT.

### 3.2 Divisor de feixe ótico (DFO)

Um DFO é responsável por dividir um campo de luz em duas partes, que podem ou não ter a mesma potência ótica, dependendo do tipo de aplicação pretendida. A luz incidente num DFO é dividida numa porção transmitida e refletida na superfície do DFO, que se encontra

normalmente com uma determinada inclinação para separação dos campos refletidos e transmitidos [13]. Adicionalmente à função de divisão, um DFO pode também ser utilizado para recombinar dois feixes de luz num único percurso [14].

De acordo com a sua construção, os divisores de feixe podem ser classificados em três categorias: DFO cúbico, DFO em placa e DFO em película. Um DFO cúbico é fabricado através da junção das faces hipotenusa de dois prismas retos. Uma das faces contém uma determinada camada de filmes finos e os dois prismas juntos formam uma estrutura cúbica. A estrutura do DFO em placa consiste na deposição de uma pilha de filmes finos numa placa de vidro fina e plana. Os DFO cúbicos são fáceis de integrar em montagens óticas, uma vez que o ângulo de incidência pode ser  $0^\circ$ , sendo os comprimentos dos percursos óticos transmitidos e refletidos iguais. Além disso são mais resistentes à deformação mecânica que os DFO em placa, uma vez que os filmes finos depositados são protegidos pelos dois prismas. Os DFO em placa são mais leves, menores em volume, relativamente mais baratos e fáceis de fabricar em tamanhos grandes, comparativamente aos cúbicos. No entanto apresentam como desvantagem o facto de os comprimentos do percurso ótico refletido e transmitido serem diferentes. Além disso, em configurações óticas com um ângulo de incidência de  $45^\circ$ , poderão exigir um tempo de alinhamento adicional. Por último, um DFO em película é fabricado a partir de uma membrana elástica de elevada resistência à tração, esticada como uma tela numa estrutura de metal. Estas membranas apresentam espessuras muito finas, normalmente entre 2 a 10  $\mu\text{m}$ , podendo ainda ser revestidas com uma fina película dielétrica para obtenção de uma determinada taxa de divisão, conforme a aplicação pretendida. Os DFO podem ainda ser classificados como polarizados ou não-polarizados. Um DFO polarizado é projetado para separação das polarizações S e P. Por sua vez, um DFO não-polarizado divide a luz segundo uma determinada taxa R/T (transmitância/refletância), mantendo o estado de polarização original da luz incidente. Estes últimos são ideais para manter o estado de polarização em aplicações que utilizam luz polarizada [13,14].

### **Micro DFO baseado em dielétrico**

O micro DFO no sistema MiniOCT da Figura 3.1 trata-se, quanto à forma de fabrico, de um micro DFO cúbico. Este apresenta diferentes vantagens, nomeadamente a garantia de uma separação vertical e horizontal do feixe de luz incidente, sendo o ângulo de incidência de  $0^\circ$ . A inclinação de  $45^\circ$ , para separação dos feixes refletido e transmitido, é garantida pelo próprio DFO

no processo de fabrico. Além disso, ao contrário do DFO em placa, um DFO cúbico não exigirá problemas adicionais de alinhamento. Diferentes camadas dielétricas podem ser depositadas na superfície de 45° de inclinação do DFO cúbico, de acordo com tipo de divisão requerida, dependente ou não dependente da polarização [15,16]. Para o sistema proposto, a taxa de divisão do DFO deve ser independente do comprimento de onda numa determinada gama espectral (1050 nm e um FWHM de 50 nm). Além disso, a multicamada deverá ser tolerante a flutuações na espessura (ótica) da camada, o que implica um número mínimo de camadas possíveis a ser utilizado. Uma combinação de materiais de baixo (L) e elevado (H) índice de refração [15,16] é utilizada para obtenção do dielétrico do DFO. Este é projetado para uma taxa de divisão de 50/50, não sensível à polarização. No entanto, outras taxas de divisão podem ser facilmente obtidas modificando a camada dielétrica utilizada. O dióxido de silício (SiO<sub>2</sub>) e o dióxido de titânio (TiO<sub>2</sub>) foram os materiais escolhidos para implementação de baixo e elevado índice de refração, respetivamente. Estes materiais são rígidos e compatíveis com o fabrico CMOS.

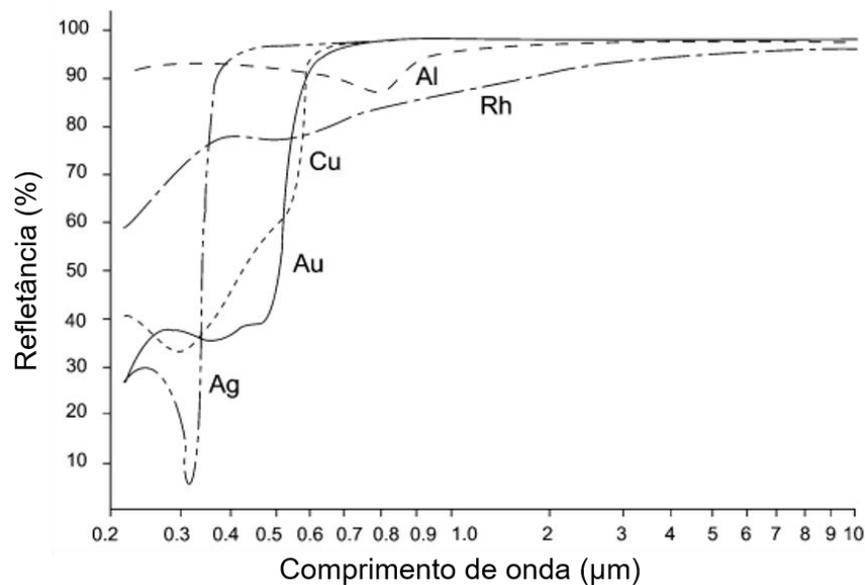
### **3.2 Micro espelhos**

A função de um espelho refletor é refletir a maior quantidade possível de luz incidente. Na maioria das aplicações, pretende-se que a refletância de um espelho seja tão alta quanto possível, sendo que determinadas aplicações exigem também que a absorção seja extremamente baixa. Para espelhos em instrumentação ótica, uma deposição espessa de um metal simples é o suficiente para garantir uma elevada taxa de refletância [13]. O material metálico do espelho refletor é dependente da gama de comprimentos de onda específica da aplicação pretendida.

#### **Micro espelhos baseados em metal**

Existem diferentes metais utilizados como espelhos refletores, sendo os mais recorrentes o alumínio (Al), o ródio (Rh), a prata (Ag) e o ouro (Au). A refletância destes componentes, em função do comprimento de onda, pode ser observada no gráfico da Figura 3.2. O alumínio apresenta boas características de refletância na gama ultravioleta, visível e infravermelho (acima de 85%), apresentando como grande vantagem a boa aderência à maioria das substâncias, incluindo plásticos. Como resultado, é um dos filmes metálicos mais utilizado na produção de micro espelhos. A refletância de um filme espesso de alumínio cai gradualmente com o seu uso, ainda que uma fina camada de óxido, formada muito rapidamente após a deposição do metal, ajude a proteger do fenómeno de oxidação. A prata é um dos materiais mais populares. Quanto

exposto à atmosfera, forma uma camada de sulfureto de prata, fazendo com que se formem manchas no filme. Contudo, é uma escolha comum para componentes ótico usados por um curto período de tempo. O ouro é provavelmente o melhor material para uso na região infravermelha (e também na região NIR). A sua refletância cai rapidamente na região visível, sendo altamente refletivo a partir dos 700 nm. Contudo o ouro não apresenta boa aderência a substratos de vidro, sendo que adere fortemente a filmes de crómio (Cr). Sendo assim, o crómio pode ser utilizado como camada intermédia, para permitir a deposição de filmes de ouro em substratos de vidro. A refletância do ródio é inferior à dos metais mencionados anteriormente e é utilizado essencialmente quando são requeridos filmes estáveis, muito resistentes à oxidação [13].

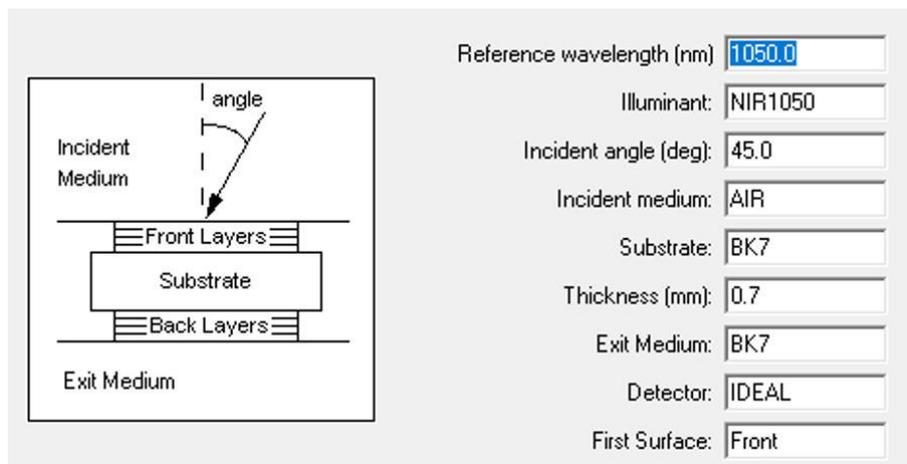


**Figura 3.2** – refletância dos filmes metálicos de alumínio (Al), cobre (Cu), ródio (Rh), prata (Ag) e ouro (Au) em função do comprimento de onda (μm). Adaptado de [13], com autorização de Taylor & Francis Informa UK LTD.

Para obtenção de micro espelhos óticos na região espectral centrada nos 1050 nm, projetada no MiniOCT, o ouro é a opção mais favorável. De facto, a refletância do ouro encontra-se muito perto do valor 100% na região NIR, tal como se pode constatar no gráfico da Figura 3.2. No entanto, para garantir uma boa aderência entre o substrato de vidro e o filme de ouro, é requerida uma camada intermédia, por exemplo de crómio.

### 3.4 Simulações TFCalc

O TFCalc™ 3.5 comercializado pela *Software Spectra Inc.* é um *software* de *design* e simulação de filmes óticos baseados em filmes finos. Este foi utilizado para simular os filmes finos do micro DFO e dos micro espelhos metálicos. As simulações foram otimizadas para um determinado alvo requerido na aplicação MiniOCT, mas foram reajustadas tendo em conta o compromisso de boas propriedades óticas e facilidade de fabrico, o que implica o menor número de camadas/espessura de cada camada. Uma vez que o micro DFO e os micro espelhos se encontram projetados numa superfície de  $45^\circ$ , foi definido um *Environment* com um ângulo de incidência de  $45^\circ$ . O *Illuminant* foi alterado para uma fonte NIR a 1050 nm, de acordo com a fonte ótica projetada no MiniOCT. Uma vez que o dispositivo é micro fabricado num wafer de vidro (wafer de borossilicato com uma espessura de 700  $\mu\text{m}$ , diâmetro de 4 polegadas e com ambos os lados polidos), este foi definido como o substrato nas simulações. A Figura 3.3 contém todas as informações relativas ao *Environment* definido no TFCalc™.



**Figura 3.3** – definição do *Environment* no TFCalc™ para simulação dos coatings baseados em filmes finos para o micro DFO e para os micro espelhos refletos.

### 3.4.1 Micro DFO

Para obtenção dos filmes finos multicamada do DFO foi utilizada a função de otimização do TFCalc™. Tal como referido anteriormente, o  $\text{SiO}_2$  [17] e o  $\text{TiO}_2$  [18] foram os materiais escolhidos para implementação das camadas com baixo (L) e elevado (H) índice de refração, respetivamente. Como é pretendido um DFO 50/50 não polarizado, foram definidos três alvos contínuos, ou seja, para a polarizações S e P e para a média das duas, tal como é possível constatar na Tabela 3.1. Para além disso, foram tidos em conta mais dois requisitos: possibilidade de existência de uma estrutura de dielétrico simétrica, usando as mesmas espessuras para os

filmes finos; menor número de camadas possíveis, para menor flutuação na espessura (ótica) da multicamada.

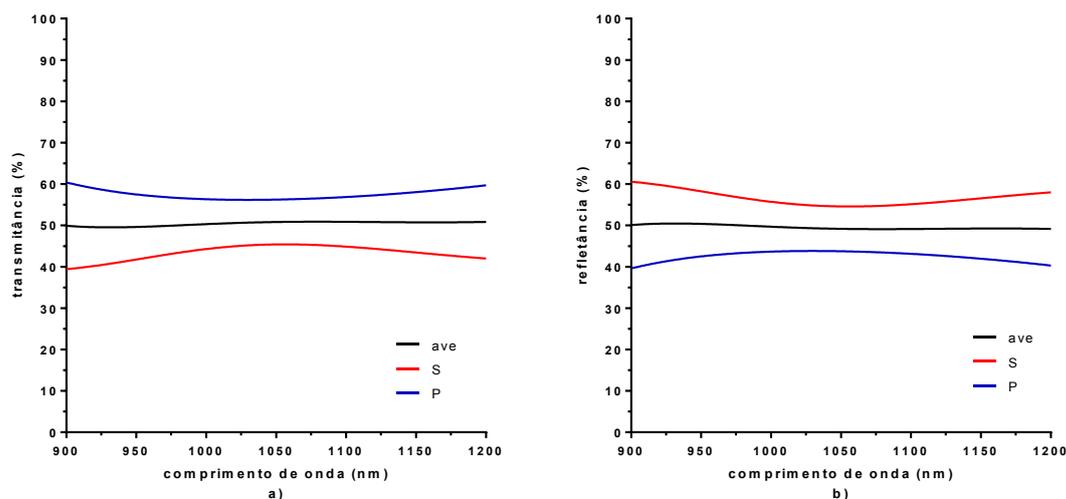
**Tabela 3.1** – definição dos parâmetros de otimização para obtenção de um coating 50/50 não polarizado no *software* de simulação TFCalc™.

Target	#1	#2	#3
Tipo	Intensidade	Intensidade	Intensidade
Refl/Tran	Refl	Refl	Refl
Polarização	S	P	Média
Comprimento de onda inicial (nm)	1025	1025	1025
Comprimento de onda final (nm)	1075	1075	1075
Ângulo (°)	45	45	45
<i>Target</i> inicial (%)	50	50	50
<i>Target</i> final (%)	50	50	50

Após aplicação da função de otimização, foi obtido um coating para o *target* pretendido baseado numa multicamada com 5 camadas de filmes finos, da forma L/H/L/H/L. Os valores das espessuras individuais de cada camada foram arredondados às unidades. Na Tabela 3.2 encontra-se a multicamada obtida, sendo que a Figura 3.4 apresenta os resultados de T e R para cada polarização e para a média de ambas.

**Tabela 3.2** – multicamada de SiO<sub>2</sub> e TiO<sub>2</sub> otimizada para uma taxa de T/R de 50/50, não dependente da polarização. As simulações foram realizadas no *software* TFCalc™.

Camada	#1	#2	#3	#4	#5
Material	SiO <sub>2</sub>	TiO <sub>2</sub>	SiO <sub>2</sub>	TiO <sub>2</sub>	SiO <sub>2</sub>
Espessura (nm)	204	110	204	110	204



**Figura 3.4** – resultados da simulação da multicamada L/H/L/H/L de  $\text{SiO}_2$  e  $\text{TiO}_2$ : otimizada para a região espectral de 1025 nm a 1075 nm: a) transmitância média (ave), da polarização S e P; b) refletância média (ave), da polarização S e P.

Os resultados da simulação demonstram que com apenas 5 camadas é possível a obtenção de uma multicamada para um DFO não polarizado, com uma taxa de divisão 50/50. Outras taxas, dependentes ou não da polarização, podem ser obtidas através da mudança da multicamada. Em termos estatísticos, os resultados para cada polarização encontram-se sintetizados na Tabela 3.3, analisando a gama de 1025 a 1075 nm. Nesta gama espectral foi obtida uma transmitância média de 50.80 % e uma refletância média de 49.20 %.

**Tabela 3.3** – resultados estatísticos de transmitância (T) e refletância (R) da multicamada  $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$  simulada no *software* TFCalc™, para as diferentes polarizações (S e P) e para a média entre as duas.

Polarização		Média	P	S
T (%)	Máx	50.8951 (1075 nm)	56.4786 (1075 nm)	45.4213 (1057 nm)
	Média	50.8027	56.2733	45.3322
	Min	50.6278 (1025 nm)	56.1796 (1030 nm)	45.0721 (1025 nm)
R (%)	Máx	49.3722 (1025 nm)	43.8204 (1030 nm)	54.9279 (1025 nm)
	Média	49.1973	43.7267	54.6678
	Min	49.1049 (1075 nm)	43.5214 (1075 nm)	54.5787 (1057 nm)

### 3.4.2 Micro espelhos metálicos

Tal como verificado na Figura 3.2 o ouro (Au) é um material altamente refletivo na região NIR. Para garantir uma boa adesão ao vidro, é utilizado uma camada de crómio (Cr). Segundo as

simulações no TFCalc™ uma camada de Cr de 50 nm e uma camada de Au de 250 nm de espessura, é o suficiente para garantir uma taxa de refletância superior a 97 %, considerando a média entre as duas polarizações. A Tabela 3.4 representa os resultados estatísticos de refletância deste espelho metálico, na região NIR de 1025 nm a 1075 nm.

**Tabela 3.4** – resultados estatísticos de refletância (R) do espelho refletivo de Cr/Au<sub>2</sub> simulada no *software* TFCalc™, para as diferentes polarizações (S e P) e para a média entre as duas.

Polarização		Média	P	S
R (%)	Máx	97.3357 (1025 nm)	99.7150 (1025 nm)	94.9564 (1025 nm)
	Média	97.2146	99.7009	94.7283
	Min	97.0888 (1075 nm)	99.6862 (1075 nm)	94.4914 (1075 nm)

### 3.5 Simulações ZEMAX

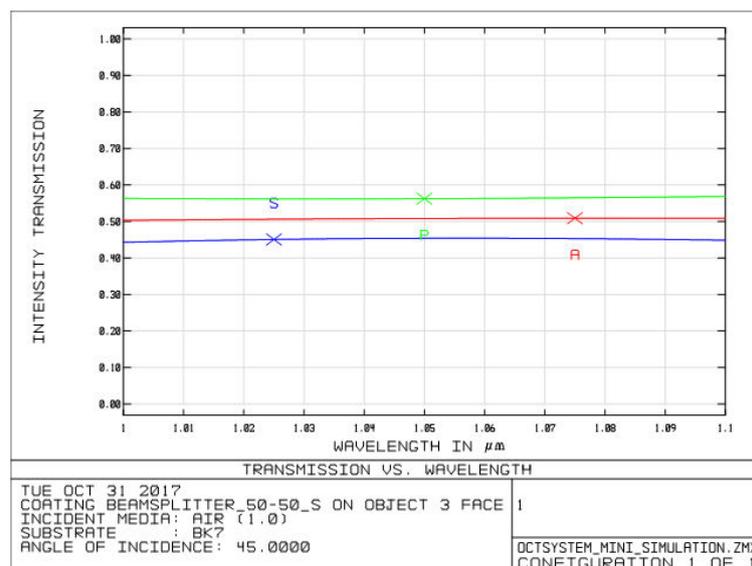
Os filmes finos simulados no TFCalc™ para o micro DFO e para os micro espelhos metálicos foram importados para o *software* ZEMAX®, utilizado no design e análise de sistemas de imagem e de iluminação. Numa simulação ZEMAX® é necessário a escolha do tipo do modo de operação do sistema a simular, existindo a análise sequencial e não sequencial. Numa análise sequencial, os raios são simulados numa sequência pré-definida de superfícies, percorrendo um percurso desde o objeto até à última superfície. Os raios de luz atingem determinada superfície numa ordem (sequência) específica, onde as superfícies são definidas. Em contraste, no modo não sequencial não existe uma sequência pré-definida, ou seja, os raios podem atingir um determinado objeto mais de que uma vez, dependendo da geometria e das propriedades dos objetos utilizados. Para simulação do MiniOCT foi utilizado o modo não sequencial, uma vez que os raios de luz encaminhados para a amostra e para a referência no interferômetro de Michelson são refletidos e recombinados no DFO. Portanto não existe uma sequência pré-definida.

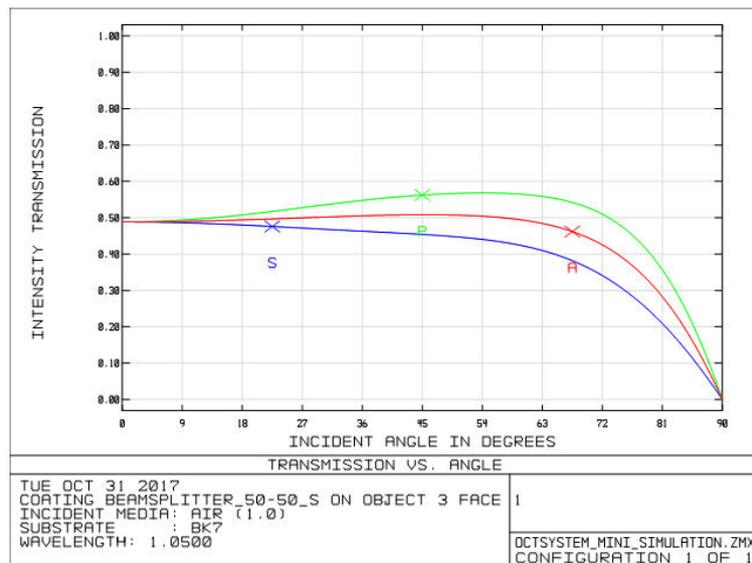
Na simulação do MiniOCT foi, então, escolhido o modo de análise não sequencial, sendo definido um sistema de comprimentos de onda que contemplam a fonte ótica utilizada nas simulações, isto é, 1050 nm de comprimento de onda central e um FWHM de 50 nm. Nos modelos ZEMAX®, cada componente do sistema é definido por objetos, com determinadas geometrias e características da superfície de acordo com o objetivo pretendido. A Tabela 3.5 representa o modelo de simulação, com todos os objetos representativos de cada componente do MiniOCT.

**Tabela 3.5** – definição dos objetos da análise em modo não sequencial no *software* ZEMAX®, para o MiniOCT.

	Object type	Comment	Ref object	X position	Y position	Z position	Tilt about X	Tilt About y	Tilt About Z	Material
1	Source Gaussian	Source	0	0.0	1.0	0.0	90.0	0.0	0.0	-
2	Poly Object	Prism45	0	0.0	0.0	0.0	-90.0	0.0	0.0	BK7
3	Poly Object	Prism45	2	0.0	0.0	0.4	180.0	0.0	0.0	BK7
4	Poly Object	Prism45	0	0.0	0.2	2.1	180.0	0.0	0.0	BK7
5	Rectangle	Sample	0	0.0	1.0	1.9	90.0	0.0	0.0	MIRROR
6	Rectangle	Reference	0	0.0	-0.5	0.0	90.0	0.0	0.0	MIRROR
7	Poly Object	Prism45	0	0.0	0.0	-1.9	-90.0	0.0	0.0	BK7
8	Detector rect	Output	0	0.0	1.0	-1.9	90.0	0.0	0.0	ABSORB

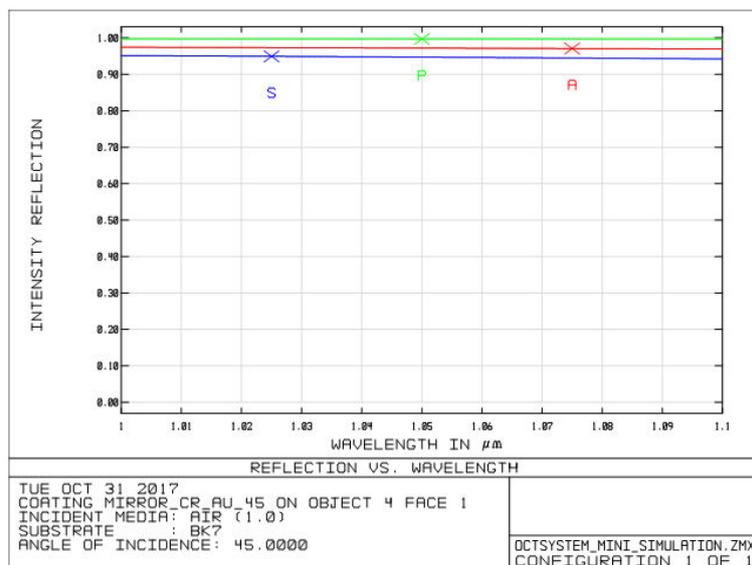
O primeiro objeto a definir é a fonte, sendo que foi escolhido um objeto do tipo fonte gaussiana, com um comprimento de coerência específico da fonte ótica utilizada. No *software* ZEMAX® o comprimento de coerência corresponde à razão entre o quadrado do comprimento de onda central da fonte ótica e o valor de FWHM. Posteriormente foi definido o micro DFO como sendo um prisma de 45°, sendo o material deste objeto o BK7 (vidro). Esta superfície apresenta como revestimento a multicamada de SiO<sub>2</sub> e o TiO<sub>2</sub> simulada no TFCalc™ e importada para o ZEMAX®. Para efeitos de comparação com as simulações do TFCalc™, é apresentado o gráfico de transmitância do dielétrico do DFO em função do comprimento de onda, na Figura 3.5, e o gráfico de variação da refletância em função do ângulo de incidência da luz, na Figura 3.6.

**Figura 3.5** – transmitância versus comprimento de onda da multicamada de SiO<sub>2</sub>/TiO<sub>2</sub> simulada para o micro DFO e importada para o ZEMAX®. Os resultados apresentados correspondem a um ângulo de incidência de 45°.

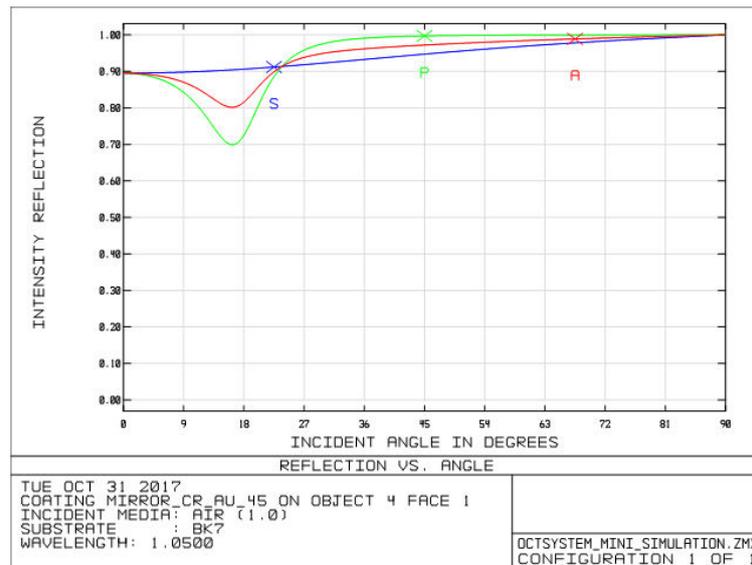


**Figura 3.6** – refletância versus ângulo de incidência da multicamada de  $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$  simulada para o micro DFO e importada para o ZEMAX®. Foi definido um comprimento de onda de 1050 nm.

Depois do micro DFO, foi definido o micro espelho para encaminhamento da luz refletida do DFO para a amostra a analisar. Este objeto foi definido como um prisma BK7, com uma superfície de  $45^\circ$  e com a camada de Cr/Au definida nas simulações do TFCalc™. Os gráficos de refletância em função do comprimento de onda e do ângulo de incidência são apresentados na Figura 3.7 e Figura 3.8, respectivamente.

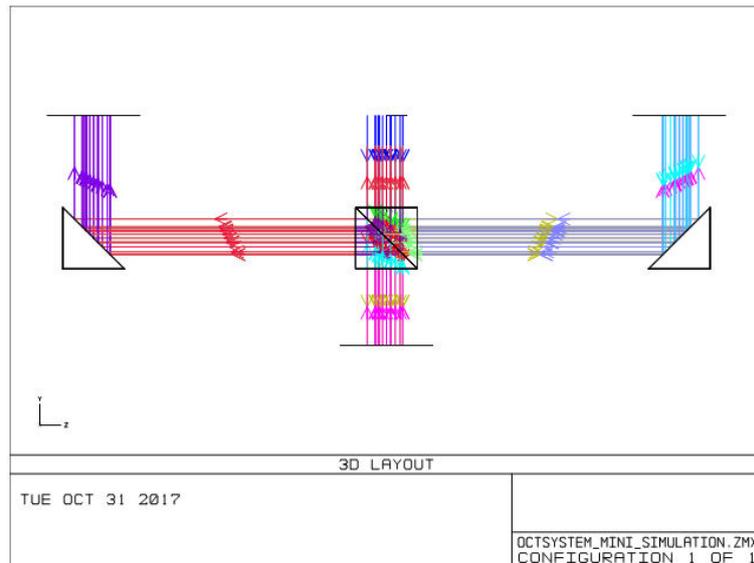


**Figura 3.7** – refletância versus comprimento de onda da camada Cr/Au simulada para os micro espelhos metálicos e importada para o ZEMAX®. Os resultados apresentados correspondem a um ângulo de incidência de  $45^\circ$ .

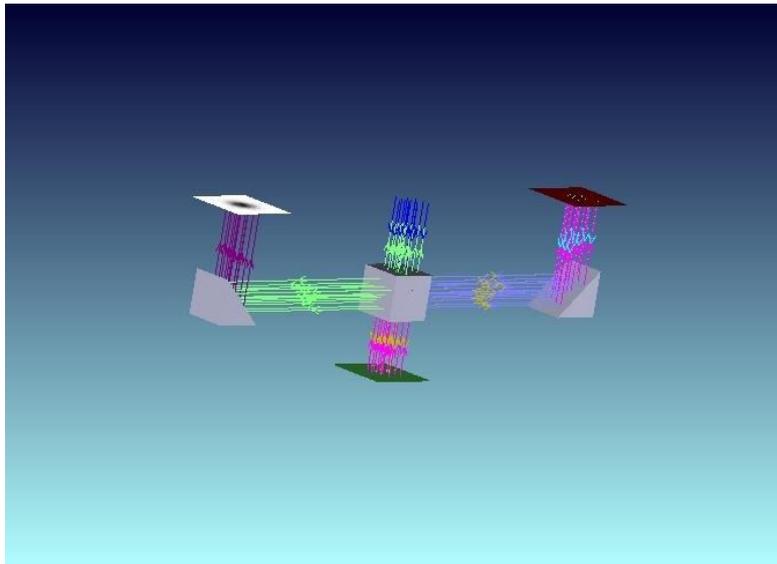


**Figura 3.8** – refletância versus ângulo de incidência da camada de Cr/Au simulada para os micro espelhos metálicos e importada para o ZEMAX®. Foi definido um comprimento de onda de 1050 nm.

O objeto 5 representa na simulação do MiniOCT a amostra a analisar. Assim, para diferentes materiais, espera-se obter diferentes valores de interferência à saída do sistema, sendo esta totalmente dependente da amostra, já que a referência manter-se-á fixa. O objeto 6, correspondente ao espelho de referência do MiniOCT, é formado pela camada de Cr/Au. O objeto 7, com características semelhantes ao objeto 4, é responsável por encaminhar a saída do interferômetro para o objeto 8, do tipo detetor retangular. As distâncias entre os diferentes objetos definidas no ZEMAX® correspondem às distâncias entre os diferentes microcomponentes, presentes na Figura 3.1. A Figura 3.9 representa o *layout 3D* do modelo não sequencial correspondente ao sistema MiniOCT. Também o *shaded model* é apresentado na Figura 3.10.



**Figura 3.9** – 3D Layout do sistema MiniOCT simulado no ZEMAX®.



**Figura 3.10** – *shaded model* do sistema MiniOCT simulado no ZEMAX®.

Para simular o sistema MiniOCT em termos interferométricos, foi avaliada a saída (detetor) em termos de irradiância coerente. Foram registados os valores potência total (watts) e o pico de irradiância ( $\text{watts}/\text{cm}^2$ ). Para tal, foram escolhidos diferentes materiais no objeto 5, que simula a amostra a analisar no interferómetro de Michelson. Para provar o funcionamento do interferómetro de Michelson do MiniOCT é esperado que a colocação de diferentes materiais na superfície do objeto 5 (amostra) reproduza diferentes valores de irradiância coerente à saída do sistema, sendo a referência mantida fixa. Nas simulações foram utilizados dois valores diferentes para a dimensão do feixe ótico: 0.1 e 0.15 mm. Os diferentes materiais utilizados no objeto amostra fazem parte

do *coating file* do ZEMAX®, sendo que também foram selecionadas as estruturas importadas do TFCalc™. Durante as simulações foram registradas 3 medições para cada material utilizado na amostra e calculada a média das 3 medições. Estes resultados encontram-se na Tabela 3.6 e Tabela 3.7, para diferentes valores do tamanho do feixe.

**Tabela 3.6** – medição da irradiância coerente à saída do modelo não sequencial MiniOCT, para diferentes materiais na amostra. Foi utilizado um tamanho de feixe de 0.1 mm.

Material	1.05 <sup>1</sup>	1.50	1.95	Metal	DFO (TFCalc)	Cr/Au (TFCalc)
<b>Power (watts)</b>	1.7999E-05	1.3358E-05	1.1138E-05	1.7198E-05	1.2865E-05	1.6067E-05
	1.7075E-05	1.3013E-05	1.1190E-05	1.6886E-05	1.3035E-05	1.5011E-05
	1.7809E-05	1.3043E-05	1.1034E-05	1.6931E-05	1.2610E-05	1.5439E-05
<i>Média</i>	1.7628E-05	1.3138E-05	1.1121E-05	1.7005E-05	1.2837E-05	1.5506E-05
<b>Peak (watts/cm<sup>2</sup>)</b>	9.6953E-02	7.9847E-02	5.8735E-02	1.0098E-01	7.6814E-02	8.4952E-02
	1.0067E-01	9.4864E-02	5.1265E-02	8.2401E-02	8.6480E-02	9.7232E-02
	1.1118E-01	7.0915E-02	5.2585E-02	8.3465E-02	6.6116E-02	1.1492E-01
<i>Média</i>	1.0293E-01	8.1875E-02	5.4195E-02	8.8949E-02	7.6470E-02	9.9035E-02

**Tabela 3.7** – medição da irradiância coerente à saída do modelo não sequencial MiniOCT, para diferentes materiais na amostra. Foi utilizado um tamanho de feixe de 0.15 mm.

Material	1.05	1.50	1.95	Metal	DFO (TFCalc)	Cr/Au (TFCalc)
<b>Power (watts)</b>	1.8502E-05	1.3452E-05	1.1910E-05	1.8175E-05	1.3833E-05	1.6405E-05
	1.8158E-05	1.3660E-05	1.2408E-05	1.8636E-05	1.4060E-05	1.5952E-05
	1.8812E-05	1.4250E-05	1.1772E-05	1.7972E-05	1.3619E-05	1.5580E-05
<i>Média</i>	1.8491E-05	1.3787E-05	1.2030E-05	1.8261E-05	1.3837E-05	1.5979E-05
<b>Peak (watts/cm<sup>2</sup>)</b>	9.5166E-02	7.9921E-02	5.6796E-02	8.6357E-02	7.3007E-02	8.6201E-02
	9.4573E-02	6.5990E-02	5.3402E-02	8.9468E-02	7.6666E-02	8.0059E-02
	1.2832E-01	8.3186E-02	6.7513E-02	9.1440E-02	7.9378E-02	8.2769E-02
<i>Média</i>	1.0602E-01	7.6366E-02	5.9237E-02	8.9088E-02	7.6350E-02	8.3010E-02

De uma forma geral, é possível concluir que com a colocação de diferentes materiais no objeto 5 (amostra) obtêm-se diferentes valores de potência (watts) e de pico de irradiância coerente (watts/cm<sup>2</sup>) à saída do interferómetro. O uso de um feixe de tamanho superior reproduz valores superiores de potência, como seria de esperar, embora esta tendência não seja linear para o pico

<sup>1</sup> No *software* ZEMAX®, 1.xx representa um *coating* ideal com uma taxa de transmitância de xx %. A diferença (100-xx) corresponde à taxa de refletância.

de irradiância. Analisando os materiais da base de dados do ZEMAX®, quanto maior a taxa de transmitância do material (por exemplo o material I.95 transmite 95% da luz incidente na superfície) menor é o sinal interferométrico detetado à saída, em termos de potência e de pico de irradiância. O material *Metal* do ZEMAX® apresenta um comportamento semelhante ao material I.05, uma vez que a sua taxa de refletância é elevada. Se na superfície do objeto 5 for colocado a multicamada simulada para o DFO, a saída interferométrica é semelhante à obtida pelo material ideal I.50, que apresenta uma taxa de transmitância e refletância de 50%.

Os resultados de irradiância coerente dos diferentes materiais colocados na superfície do objeto 5 permitem concluir que conforme a taxa de refletância/transmitância do material, a saída interferométrica é diferente, sendo que os materiais refletores reproduzem valores de potência (watts/cm<sup>2</sup>) superiores. Estes resultados permitem a validação do MiniOCT em termos de interferometria de baixa coerência ótica, princípio físico de OCT, como constatado no capítulo 2.

### 3.6 Conclusões

O *design* do MiniOCT e as simulações efetuadas para o micro DFO e micro espelhos permitem concluir que:

- O MiniOCT é projetado num wafer de vidro com superfícies de 45° de inclinação, de modo a garantir a separação vertical e horizontal do feixe de luz incidente;
- É possível a obtenção de um DFO com uma taxa de divisão de 50/50, utilizando uma estrutura em multicamada de 5 filmes finos de SiO<sub>2</sub>/TiO<sub>2</sub>;
- Para obtenção de micro espelhos refletores na gama espectral de 1050 nm (50 nm de FWHM) o ouro é o metal mais apropriado, pois apresenta características de refletância ideais. Como adere mal a substratos de vidro, é utilizada uma camada intermédia de crómio;
- A colocação de diferentes materiais no objeto que simula a amostra, reproduz valores diferentes de potência total de irradiância coerente.

### Referências bibliográficas 3

1. R. F. Wolffenbuttel, "MEMS-based optical mini- and microspectrometers for the visible and infrared spectral range," J. Micromechanics Microengineering 15, S145–S152 (2005).
2. A. Werber and H. Zappe, "Thermo-pneumatically actuated, membrane-based micro-mirror devices," J. Micromechanics Microengineering 16, 2524–2531 (2006).

3. I.-H. Song, Y.-A. Peter, and M. Meunier, "Smoothing dry-etched microstructure sidewalls using focused ion beam milling for optical applications," *J. Micromechanics Microengineering* 17, 1593–1597 (2007).
4. L. P. Schuler, J. S. Milne, J. M. Dell, and L. Faraone, "MEMS-based microspectrometer technologies for NIR and MIR wavelengths," *J. Phys. D. Appl. Phys.* 42, 133001 (2009).
5. X. Mu, W. Sun, H. Feng, A. Yu, K. W. S. Chen, C. Y. Fu, and M. Olivo, "MEMS micromirror integrated endoscopic probe for optical coherence tomography bio-imaging," *Sensors Actuators A Phys.* 168, 202–212 (2011).
6. J. Lullin, S. Bargiel, P. Lemoal, S. Perrin, J. Albero, N. Passilly, L. Froehly, F. Lardet-Vieudrin, and C. Gorecki, "An electrostatic vertical microscanner for phase modulating array-type Mirau microinterferometry," *J. Micromechanics Microengineering* 25, 115013 (2015).
7. Y. M. Sabry, D. Khalil, and T. Bourouina, "Monolithic silicon-micromachined free-space optical interferometers onchip," *Laser Photonics Rev.* 9, 1–24 (2015).
8. Y. Xu, J. Singh, C. S. Premachandran, a Khairyanto, K. W. S. Chen, N. Chen, C. J. R. Sheppard, and M. Olivo, "Design and development of a 3D scanning MEMS OCT probe using a novel SiOB package assembly," *J. Micromechanics Microengineering* 18, 125005 (2008).
9. E. Ollier, "Optical MEMS devices based on moving waveguides," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 8, 155–162 (2002).
10. F. Wang, F. Liu, and A. Adibi, "45 Degree Polymer Micromirror Integration for Board-Level Three-Dimensional Optical Interconnects.," *Opt. Express* 17, 10514–21 (2009).
11. A. L. Glebov, J. Roman, M. G. Lee, and K. Yokouchi, "Optical interconnect modules with fully integrated reflector mirrors," *IEEE Photonics Technol. Lett.* 17, 1540–1542 (2005).
12. Y.-J. Chuang, S.-H. Huang, Y.-C. Chen, and K.-Y. Hung, "Application of the inclined exposure and molding process to fabricate a micro beam-splitter with nanometer roughness," *Microsyst. Technol.* 19, 461–470 (2012).
13. H. A. Macleod, *Thin-Film Optical Filters*, 3rd ed. (Institute of Physics Publishing, 2001).
14. M. J. Parry-Hill and M. W. Davidson, "Transmission and Reflection by Beamsplitters," <http://www.olympusmicro.com/primer/java/prismsandbeamsplitters/beamsplitters/index.html>.
15. A. Rizea and I. M. Popescu, "Design techniques for all-dielectric polarizing beam splitter cubes, under constrained situations," *Rom. Reports Phys.* 64, 482–491 (2012).

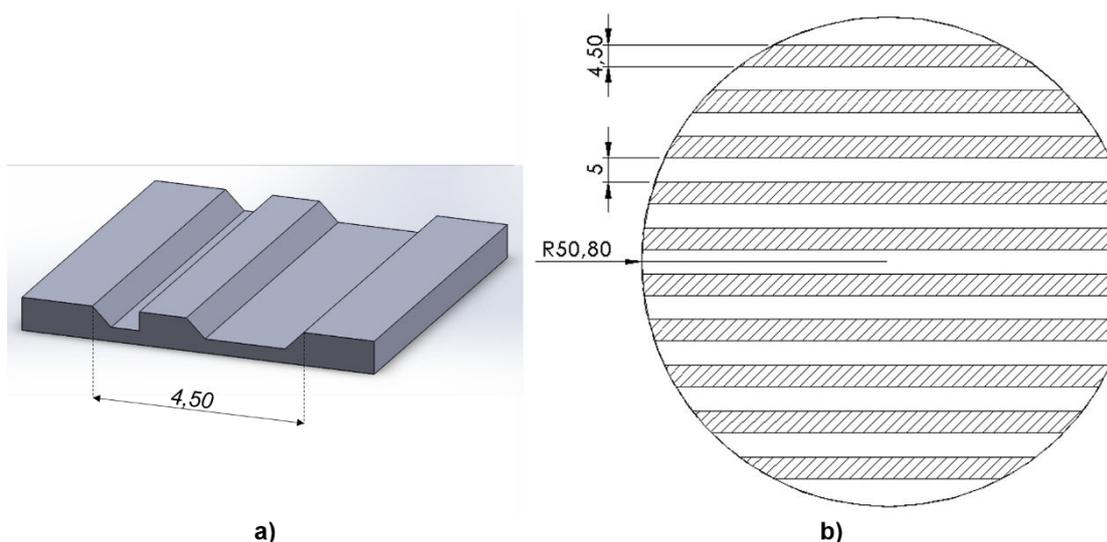
16. M. J. Malachowski and J. Zmija, "Organic field-effect transistors," *Opto-Electronics Rev.* 18, 121–136 (2010).
17. Lemarchand, "Optical constants of SiO<sub>2</sub> (Silicon dioxide, Silica, Quartz)," <http://refractiveindex.info/?shelf=main&book=SiO2&page=Lemarchand>.
18. Devore, "Optical constants of TiO<sub>2</sub> (Titanium dioxide)," <http://refractiveindex.info/?shelf=main&book=TiO2&page=Devore-o>.

## 4 Tecnologia de fabrico

Neste capítulo são apresentadas as tecnologias de micro fabricação utilizadas na obtenção do MiniOCT. Inicialmente é apresentado o processo de fabrico de uma forma geral, tendo em conta a reprodução, fiabilidade e custo económico. Posteriormente são abordadas as técnicas de micro fabricação usadas, nomeadamente a técnica de corte de wafers de vidro e as técnicas de deposição de filmes finos. Também, são descritos os pormenores de fabrico do MiniOCT.

### 4.1 Processo de fabrico do MiniOCT

O processo de fabrico do MiniOCT baseia-se em tecnologias de micro fabricação utilizadas na indústria de semicondutores de modo a reduzir o baixo custo por unidade. O MiniOCT é fabricado num wafer de borossilicato com uma espessura de  $700\ \mu\text{m}$ , diâmetro de 4 polegadas e com ambos os lados polidos. O MiniOCT proposto apresenta dimensões aproximadas de  $4.5\ \text{mm}$  (comprimento)  $\times$   $4.5\ \text{mm}$  (largura)  $\times$   $0.7 - 1.4\ \text{mm}$  (altura). Num wafer com 4" de diâmetro ( $101.6\ \text{mm}$ ) é possível garantir um fabrico em massa, fazendo diferentes sequências de corte. Cada sequência de cortes apresenta uma largura completa de  $4.5\ \text{mm}$ , sendo que é deixado um espaçamento de  $5\ \text{mm}$  entre cada uma. Esta disposição por wafer de vidro pode ser vista na Figura 4.1.



**Figura 4.1** – considerações gerais de fabrico do MiniOCT: a) MiniOCT, a distância entre os cortes laterais é de  $4,5\ \text{mm}$ ; b) disposição das sequências de corte num wafer de vidro de 4". Foi definida uma distância entre os cortes de  $5\ \text{mm}$ .

O processo de fabrico é composto por duas fases. A primeira corresponde ao corte dos wafers de vidro, recorrendo a lâminas de corte especificamente fabricadas para a obtenção de superfícies com 45° de inclinação, e com uma altura de corte de 400 µm. A segunda parte envolve a deposição de filmes finos para obtenção dos micro espelhos e do micro DFO. Os processos de deposição utilizados são: evaporação por feixe de eletrões, evaporação térmica e pulverização catódica em magnetron por radiofrequência (RF). Nas próximas secções são abordadas as duas fases de fabrico.

## 4.2 Corte de wafers de vidro

A técnica de corte em micro fabricação baseia-se essencialmente no uso de um eixo (braço) de alta velocidade equipado com uma lâmina fina para cortar ou sulcar wafers de semicondutores ou outras peças. Esta tecnologia utiliza lâminas de diamantes extremamente finas para cortar peças de silício, vidro e cerâmicos com elevado nível de precisão [1]. No contexto deste doutoramento foi utilizado o equipamento com a referência Disco DAD 2H/6T dicing saw, da Disco Corporation. Para realização dos cortes foram encomendadas dois tipos de lâminas: uma com uma superfície de corte a 0°, utilizada para a realização de cortes planos, e outra com uma inclinação de 45°, para efetuar os cortes com esta inclinação. A espessura destas foi escolhida de acordo com a profundidade de corte pretendida, sendo que necessita de apresentar uma espessura igual ou superior a 400 µm. A Tabela 4.1 contém a referência e as especificações das lâminas adquiridas na Disco Corporation, Japão. As lâminas usadas, da série B1A, são constituídas por pó metálico sinterizado usado como agente de ligação. Como resultado, estas lâminas apresentam uma baixa taxa de desgaste. Apresentam uma precisão elevada na realização de cortes em dispositivos eletrônicos, materiais cerâmicos e materiais óticos. Adicionalmente, aliado à excelente rigidez, apresentam um risco reduzido de realização de cortes ondulados [2]. Para cortes em vidro, segundo informações dos fornecedores, é utilizado um *grit size* não superior a #600. O *grit size* é uma medida do número de grãos distribuídos pela superfície da lâmina, sendo que quanto maior for o seu valor, mais planar se encontra a superfície da lâmina de corte. Uma vez que são pretendidas superfícies com boas características óticas, foram recomendadas lâminas de corte com um *grit size* de #800 e #1200, valores superiores aos tabelados para os substratos de vidro. Foram escolhidos dois valores de *grit size* para efetuar um estudo de rugosidade da superfície, uma vez que em superfícies óticas pretende-se a menor rugosidade possível para evitar a dispersão espacial.

**Tabela 4.1** – especificações das lâminas de corte especialmente fabricadas e adquiridas para realização de cortes em wafers de vidro, tendo em conta as especificações do MiniOCT.

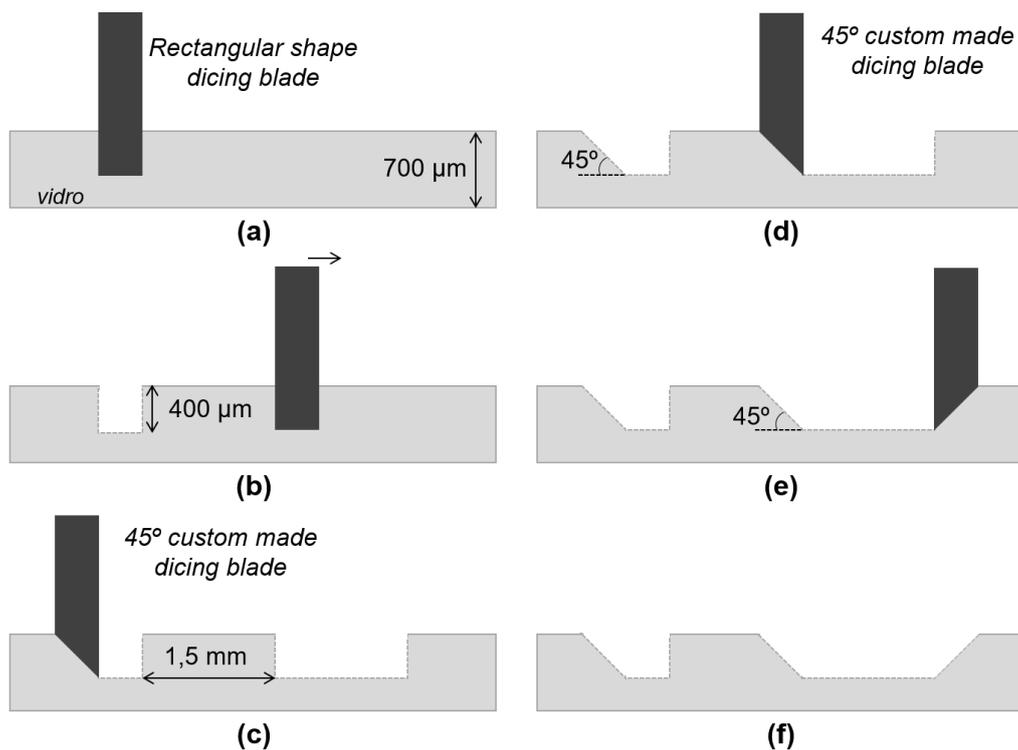
Lâmina de corte (ref.)	Grit size	Espessura ( $\mu\text{m}$ )	Formato básico*	Ângulo do formato ( $^{\circ}$ )
<i>B1V863S3 SD800</i>	#800	500		45
<i>B1V863S3 SD1200</i>	#1200	500		45
<i>B1A863S3 SD800</i>	#800	500		0

\* vista secção transversal.

A etapa de fabrico e corte dum wafer de vidro encontra-se esquematicamente representada na Figura 4.2. Inicialmente são realizados os cortes com a lâmina de corte com perfil retangular (ângulo de  $0^{\circ}$ ). Após alinhamento e realização do primeiro corte, com uma profundidade de  $400 \mu\text{m}$ , o wafer de vidro é deslocado  $1.5 \text{ mm}$  para realização de uma sequência de três cortes planares. A lâmina retangular é depois substituída pela lâmina de corte com  $45^{\circ}$  de inclinação, tal como consta na Figura 4.2 (c). Após correto alinhamento com o corte planar previamente realizado, é feito o primeiro corte com esta lâmina. De seguida, o wafer de vidro é novamente deslocado  $1.5 \text{ mm}$  para realização do segundo corte com a lâmina de  $45^{\circ}$ . Se os cortes foram realizados com o melhor alinhamento possível, o deslocamento do wafer faz com que a lâmina fique exatamente posicionada no local correto. Finalmente a lâmina de corte com  $45^{\circ}$  de inclinação é colocada na posição contrária (ou então a wafer de vidro sofre uma rotação de  $180^{\circ}$ ) para realização do último corte com esta lâmina. Após realização da sequência de cortes descrita obtém-se o perfil da Figura 4.2 (f).

Na programação dos cortes no Dicer DAD 2H/6T é necessária a definição de diferentes parâmetros de corte, nomeadamente: MODE; 0-IND; SHAPE; STRK; SPEED; Y-IND e Z-IND. A velocidade de rotação do eixo do dicer foi definida no menor valor possível, isto é,  $30\,000 \text{ RPM}$ . O parâmetro MODE define o modo como os cortes são realizados, podendo ser modo A, quando estes são realizados num único sentido, ou modo B, quando os cortes são realizados em ambos os sentidos do eixo xx. No contexto dos cortes no wafer de vidro para obtenção do MiniOCT não é relevante a escolha do modo de corte. O parâmetro 0-IND refere-se ao ângulo pela qual se realizam os cortes, sendo escolhida apenas uma direção de corte a  $0^{\circ}$ . Como se trata de um wafer de vidro circular, com  $101.6 \text{ mm}$  de diâmetro, o parâmetro SHAPE foi escolhido como sendo *ROUND*. Já no parâmetro STRK, referente às dimensões do substrato, foi colocado o valor do diâmetro do wafer. A velocidade do corte (SPEED) em  $\text{mm/s}$  varia de  $0.3 \text{ mm/s}$  a  $300 \text{ mm/s}$ . Numa primeira fase de testes foi avaliada a influência da velocidade de corte na rugosidade da superfície, para

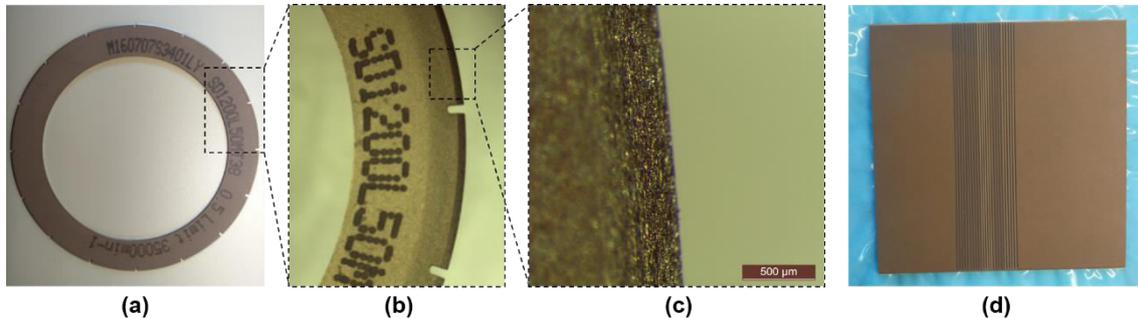
escolha da velocidade de corte ideal. O Y-IND corresponde à distância entre os cortes realizados, sendo que deve ser colocado um valor superior ao diâmetro do wafer de vidro, na realização do último corte. Por fim, o parâmetro Z-IND define a profundidade do corte. Corresponde à altura a que a lâmina de corte se encontra em relação à mesa onde se coloca o substrato. Uma vez que é pretendido uma profundidade de corte de  $400\ \mu\text{m}$  num wafer de  $700\ \mu\text{m}$  de espessura, o Z-IND deverá ser de  $300\ \mu\text{m}$  ( $0.300\ \text{mm}$ ). No entanto, deve ainda ser considerada a espessura da fita-cola que se coloca entre o wafer de vidro e a mesa do dicer.



**Figura 4.2** – processo de fabrico do MiniOCT, fase de *corte*: (a)-(b) execução de cortes com lâminas retangulares (inclinação de  $0^\circ$ ); (c)-(e) execução de cortes com lâminas de  $45^\circ$  de inclinação; (f) MiniOCT obtido após finalização da etapa de corte.

Ainda em relação à fase de corte dos wafers de vidro, foi acrescentada a aplicação de um *dresser* nas lâminas de corte. Uma vez que o *grit size* destas é bastante elevado face ao normalmente recomendado para o vidro, é necessário fazer a manutenção das lâminas no final de uma sequência de cortes (normalmente no final de 10 cortes). Para tal é utilizado um *dresser* específico para cada tipo de lâmina. Foi definido um programa de 5 cortes consecutivos no *dresser* correspondente, sendo que este apresenta uma espessura de  $1\ \text{mm}$ . Tal como recomendado pelo fabricante, a velocidade de corte foi de  $10\ \text{mm/s}$ , com uma profundidade de corte de  $500\ \mu\text{m}$ , sendo que o Z-IND foi definido  $0.56\ \text{mm}$ , tendo em conta a espessura da fita-cola utilizada. Na

Figura 4.3 é possível visualizar em pormenor a lâmina de corte com a referência B1V863S3 SD1200, utilizada nos cortes com 45° de inclinação, e o respetivo *dresser* utilizado na sua manutenção/alisamento.



**Figura 4.3** – (a) fotografia da lâmina de corte com a referência B1V863S3 SD1200; (b) e (c) pormenor da lâmina de corte em imagens ampliadas obtidas no microscópio Leica M80™, onde é possível visualizar a rugosidade superficial; (d) *dresser* utilizado na manutenção das lâminas SD1200, com a referência BGCA0419 GC2000NB50.

### 4.3 Técnicas de deposição de filmes finos

O processo de fabrico do MiniOCT envolve a deposição de filmes finos de Cr e Au, para obtenção dos micro espelhos, e da multicamada de SiO<sub>2</sub>/TiO<sub>2</sub> para obtenção do micro DFO. Estes materiais são depositados por deposição física de vapores que, ao contrário dos processos de deposição química, não necessitam da ocorrência de reações químicas para que ocorra a deposição do material. A camada de adesão de crómio (Cr) é depositada através da técnica evaporação por feixe de eletrões. Por sua vez, o filme fino de ouro (Au) é depositado por evaporação térmica. Os materiais dióxido de silício (SiO<sub>2</sub>) e dióxido de titânio (TiO<sub>2</sub>) são depositados por pulverização catódica em magnetirão por RF. O fabrico num wafer de vidro é concretizado com o uso de máscaras de sombra para deposição intercalada dos micro espelhos e do micro DFO. Os pormenores das técnicas de deposição são abordados seguidamente.

#### 4.3.1 Evaporação

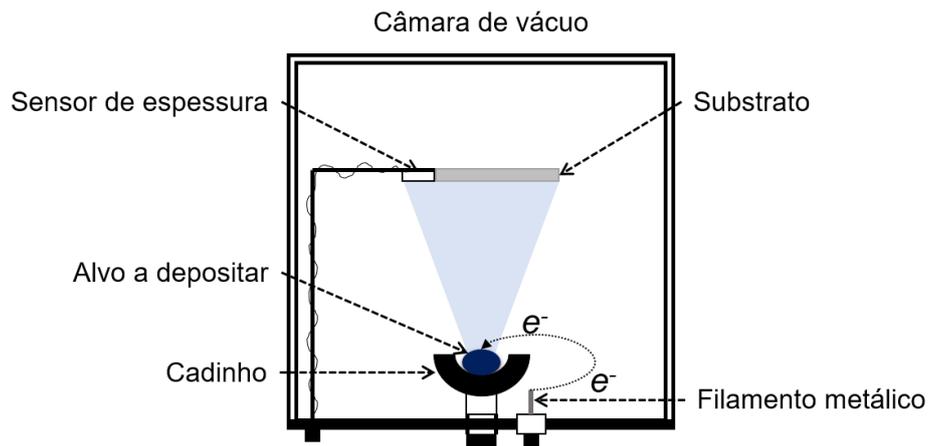
No processo de evaporação, o vapor que é depositado no substrato é produzido pelo aquecimento do material, normalmente designado de evaporante. A evaporação é conduzida no interior de uma câmara de vácuo, para valores de pressão normalmente na ordem dos 10<sup>-5</sup> mbar. Devido à pressão reduzida no interior da câmara, o vapor é distribuído uniformemente, sendo emitido de forma praticamente linear, atingindo o substrato onde será condensado, formando uma

camada de filme fino. Qualquer variação na espessura do filme é suave e depende essencialmente da posição do substrato em relação à fonte de vapor. As propriedades do filme depositado são praticamente similares às do material alvo. Os materiais a depositar são fundidos no interior da câmara, existindo diferentes técnicas para libertar os átomos do alvo [3]. Serão abordadas as técnicas de evaporação utilizadas no âmbito deste doutoramento.

### **Evaporação por feixe de eletrões**

Na evaporação por feixe de eletrões o evaporante (alvo) é colocado num cadinho eletricamente condutor e é bombardeado com um feixe de eletrões. Os eletrões colidem com o alvo a alta velocidade, provocando o seu aquecimento e evaporação, tal como consta na Figura 4.4. A percentagem de evaporante que é aquecida encontra-se no centro da superfície exposta aos eletrões, existindo um percurso de condução térmica razoavelmente longo entre o evaporante e o cadinho, podendo este ser mantido a uma temperatura bastante inferior à temperatura de fusão do alvo. Isto faz com que não haja reações entre o evaporador e o material do cadinho, sendo este normalmente refrigerado com água para manter a sua temperatura baixa. Esta forma de aquecimento do alvo evita muitas dificuldades associadas ao aquecimento direto ou indireto dos barcos de aquecimento onde são colocados os materiais a evaporar [3]. Para bombardeamento dos eletrões é utilizada uma fonte de alimentação de elevado potencial responsável por aquecer um filamento metálico, provocando a emissão de eletrões a alta velocidade, através do efeito termiônico [4].

O Cr, responsável pela adesão entre o wafer de vidro e o Au, foi depositado por evaporação por feixe de eletrões, sendo a pressão no interior da câmara mantida a  $5.9 \times 10^{-6}$  mbar. Os grânulos de Cr foram colocados num cadinho de grafite. A distância entre o alvo e o substrato foi de, aproximadamente, 20 cm. Foi fornecida uma corrente de 10 mA e um potencial elétrico de 7 kV. Com estas condições, a taxa de deposição foi de 3.5 Å/s.

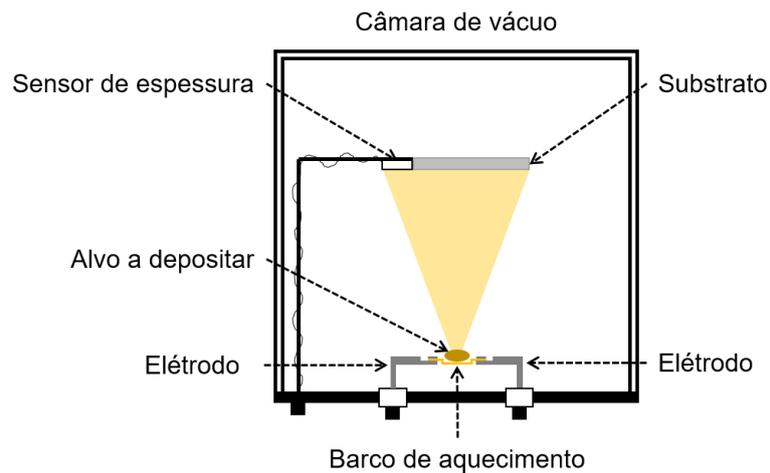


**Figura 4.4** – representação da técnica de deposição de filmes finos evaporação por feixe de eletrões, utilizada na deposição da camada de adesão de Cr.

### Evaporação térmica

O método mais simples de provocar a evaporação do alvo consiste no uso de um cadinho metálico, que atua como aquecedor quando é aplicada uma corrente elétrica. Os cadinhos apresentam uma forma alongada, com áreas de contacto em ambas as extremidades, sendo comumente referidos como barcos de aquecimento. Dois elétrodos isolados da estrutura atuam como terminais e suporte do barco de aquecimento. A resistência dos barcos é baixa, sendo que são necessários valores elevados de corrente, na ordem das centenas de amperes, e baixo potencial elétrico para provocar o seu aquecimento. Estes elétrodos são refrigerados com água devido à elevada temperatura. O alvo que se encontra no cadinho evapora com o aquecimento deste, sendo depois condensado no substrato, formando uma camada de filme fino do evaporante [3]. O método de evaporação térmica encontra-se esquematizado na Figura 4.5.

O Au (250 nm) foi depositado por evaporação térmica. A câmara de deposição foi inicialmente evacuada a  $4.8 \times 10^{-6}$  mbar. O alvo de Au foi colocado no barco de aquecimento, distanciado 25 cm do substrato. A fonte de corrente foi controlada a 150 A, com um potencial elétrico de 1.67 V. A pressão durante a deposição foi de  $4.5 \times 10^{-5}$  mbar. Com estes parâmetros a taxa de deposição foi de 5 Å/s.



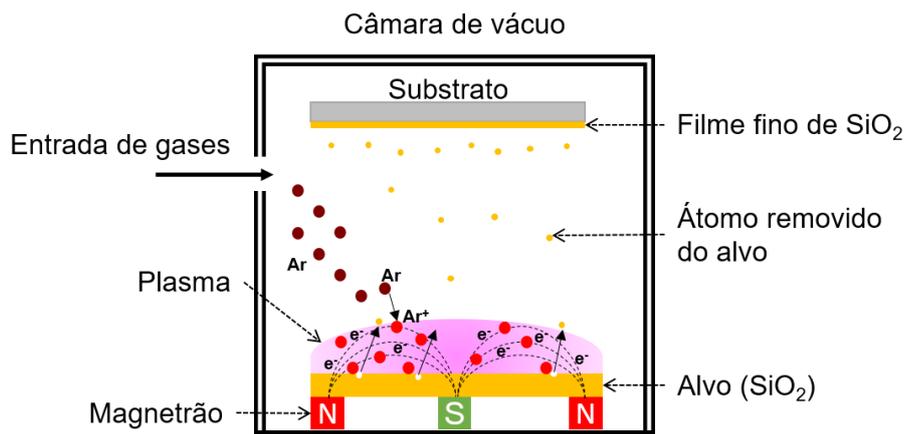
**Figura 4.5** – representação da técnica de deposição de filmes finos evaporação térmica, utilizada na deposição de Au.

### 4.3.2 Pulverização catódica

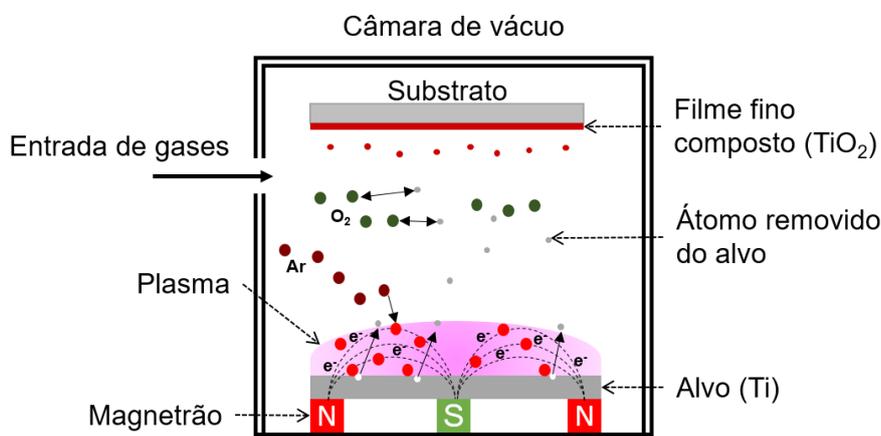
A pulverização catódica é um método de deposição que envolve a vaporização física (não térmica) de átomos do material a depositar (alvo), através da transferência do momento de partículas energéticas, que são bombardeadas contra o alvo. Estas partículas são normalmente iões de um gás inerte, acelerados num campo elétrico [5]. Os átomos removidos da superfície do material formam depois um filme fino no substrato [6]. Comparativamente às técnicas de evaporação, a pulverização catódica permite uma melhor conformidade, principalmente em regiões com degraus ou sulcos. Os filmes finos depositados apresentam ainda melhor uniformidade [7]. Existem diferentes configurações de pulverização catódica, podendo esta ser implementada em corrente contínua (*DC sputtering*) ou em corrente alternada, por radiofrequência (*RF sputtering*). A montagem básica de um sistema de pulverização catódica consiste na definição de um ânodo e de um cátodo no interior de um sistema em vácuo. O eléttodo cátodo corresponde ao material a depositar (alvo) e o substrato é colocado no eléttodo ânodo. Através da aplicação de uma diferença de potencial entre os eléttodos, e com a pressão adequada do gás, gera-se um plasma na região próxima da superfície do cátodo. Da ionização do gás resultam eletrões livres e os respetivos pares de iões, pelo que o plasma formado é eletricamente neutro. Os iões são rapidamente acelerados para o cátodo (negativamente carregado), provocando a pulverização do alvo. Desta pulverização resulta a libertação de átomos do material e de eletrões secundários. Os eletrões secundários são acelerados para fora do cátodo, colidindo contra átomos, formando novos iões. Os átomos que chegam ao substrato, ligam-se entre si, formando uma camada de filme fino [5,6]. A pulverização catódica em corrente contínua utiliza-se quando o material a depositar é

bom condutor elétrico, como é o caso dos metais. Na pulverização catódica por RF, a alimentação do sistema é feita em corrente alternada a elevada frequência, normalmente cerca de 13.56 MHz. Esta difere da pulverização catódica em corrente contínua uma vez que a tensão entre cátodo e o ânodo é alternada. Isto elimina a acumulação de carga na superfície do alvo, através da produção de iões, depois de eletrões, novamente iões e assim sucessivamente, conforme o ciclo RF. A pulverização catódica por RF permite assim a deposição de materiais isolantes e ainda a deposição de metais em condições de pulverização catódica reativa [6]. Existe ainda a pulverização catódica em magnetrão, onde o cátodo assenta sobre magnetes, utilizados para criar um campo magnético estático na superfície do cátodo (alvo). Os eletrões secundários que são emitidos do alvo, devido ao bombardeamento dos iões, são mantidos na proximidade do cátodo, por ação do campo magnético. Estes provocam a ionização das moléculas do gás, o que gera um plasma de maior densidade. O aumento do plasma induz, conseqüentemente, a taxas de pulverização mais elevadas. Os átomos removidos do alvo (eletricamente neutros) não são afetados pelo campo magnético gerado, pelo que migram para o substrato, onde são depositados, formando o filme fino [5,6].

É possível combinar as diferentes configurações descritas anteriormente, sendo que foi utilizada a pulverização catódica em magnetrão por RF na deposição de filmes finos de  $\text{SiO}_2$ , já que o alvo é de  $\text{SiO}_2$ . Esta técnica de deposição encontra-se esquematizada na Figura 4.6. Para deposição de  $\text{TiO}_2$  foi utilizada a pulverização catódica reativa em magnetrão por RF, representada na Figura 4.7. Na pulverização catódica reativa é utilizado um segundo gás (designado gás reativo) que reage quimicamente com os átomos removidos do alvo, formando um novo composto que será depositado no substrato. No caso do  $\text{TiO}_2$  o gás reativo é o oxigénio ( $\text{O}_2$ ) que reage quimicamente com os átomos do alvo de titânio (Ti), formando um filme de  $\text{TiO}_2$ .



**Figura 4.6** – representação da técnica de deposição de filmes finos pulverização catódica em magnetrão por RF, utilizada na deposição de  $\text{SiO}_2$ . Os átomos do alvo ( $\text{SiO}_2$ ), removidos da superfície pelo bombardeamento de íons  $\text{Ar}^+$ , formam uma camada de filme fino na superfície do substrato.



**Figura 4.7** – representação da técnica de deposição de filmes finos pulverização catódica reativa em magnetrão por RF, utilizada na deposição de  $\text{TiO}_2$ . Os átomos do alvo (Ti) reagem quimicamente com o gás reativo ( $\text{O}_2$ ), formando uma camada de filme fino de  $\text{TiO}_2$  na superfície do substrato.

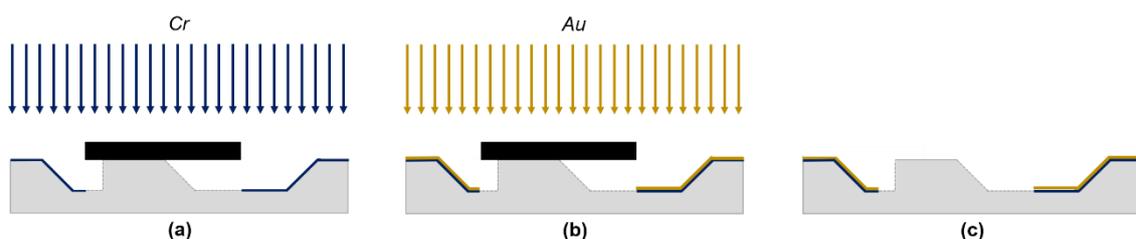
As condições de deposição dos filmes de  $\text{SiO}_2$  e  $\text{TiO}_2$  encontram-se sintetizadas na Tabela 4.2. O alvo utilizado nas deposições de  $\text{SiO}_2$  foi diretamente o  $\text{SiO}_2$ , com 99.9995 % de pureza. Nas deposições de  $\text{TiO}_2$  foi usado um alvo de titânio (Ti), com 99.7% de pureza. O gás inerte utilizado nas deposições para pulverizar a superfície do alvo foi o argônio (Ar). No caso do  $\text{TiO}_2$ , foi ainda usado o gás reativo  $\text{O}_2$  que ao reagir quimicamente com os átomos de titânio removidos do alvo, forma o filme fino de  $\text{TiO}_2$ . Os principais parâmetros a controlar durante a pulverização catódica são a potência (em watts) a pressão no interior da câmara (em mbar) e o fluxo de gases (expresso em sccm – *standard cubic centimeters per minute*).

**Tabela 4.2** – parâmetros de deposição da pulverização catódica em magnetrão por RF, para os filmes individuais de SiO<sub>2</sub> e TiO<sub>2</sub> utilizados na multicamada do DFO.

Deposição	#1 SiO <sub>2</sub>	#2 TiO <sub>2</sub>	#3 SiO <sub>2</sub>	#4 TiO <sub>2</sub>	#5 SiO <sub>2</sub>
Alvo	SiO <sub>2</sub>	Ti	SiO <sub>2</sub>	Ti	SiO <sub>2</sub>
Pulverização reativa	Não	Sim	Não	Sim	Não
Potência (W)	150	200	150	200	150
Fluxo de Ar (sccm)	15	10	15	10	15
Fluxo de O <sub>2</sub> (sccm)	-	2	-	2	-
Pressão inicial (mbar)	4.3×10 <sup>6</sup>	4.9×10 <sup>6</sup>	3.7×10 <sup>6</sup>	3.5×10 <sup>6</sup>	3.1×10 <sup>6</sup>
Pressão (mbar)	1.0×10 <sup>3</sup>	2.0×10 <sup>3</sup>	8.5×10 <sup>4</sup>	2.0×10 <sup>3</sup>	8.5×10 <sup>4</sup>
Taxa de deposição (Å/s)	0.3-0.4	0.1	0.5	0.1	0.5
Pré-sputtering (min)	10	10	10	10	10
Sputtering (min)	104	162	77	143	69
Espessura (nm)	204	110	204	110	204

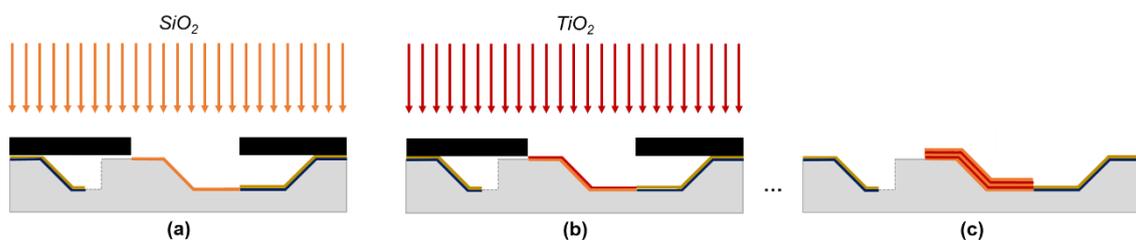
#### 4.3.3 Deposições de filmes finos no MiniOCT

Após a fase de corte do wafer de vidro obtém-se sequências de cortes como os representados na Figura 4.2 (f). A deposição dos filmes finos para obtenção dos micro espelhos e do micro DFO é feita de forma alternada, pelo que é necessário recorrer a máscaras de sombra. As deposições foram realizadas nas câmaras de deposição existentes no laboratório CMEMS, da Universidade do Minho, cujas especificações podem ser encontradas em [8,9]. Numa primeira fase, utilizou-se uma máscara de sombra para proteger o lugar onde será depositada a multicamada do micro DFO. Esta fase encontra-se representada na Figura 4.8. Após correto alinhamento da máscara de sombra, depositou-se 50 nm de Cr por evaporação por feixe de eletrões. Sem retirar a máscara, foram depositados 250 nm de Au por evaporação térmica. Após esta fase obtém-se o wafer de vidro com os filmes de Cr e Au depositados nas superfícies com 45° de inclinação, projetadas para os micro espelhos, tal como representado na Figura 4.8 (c).

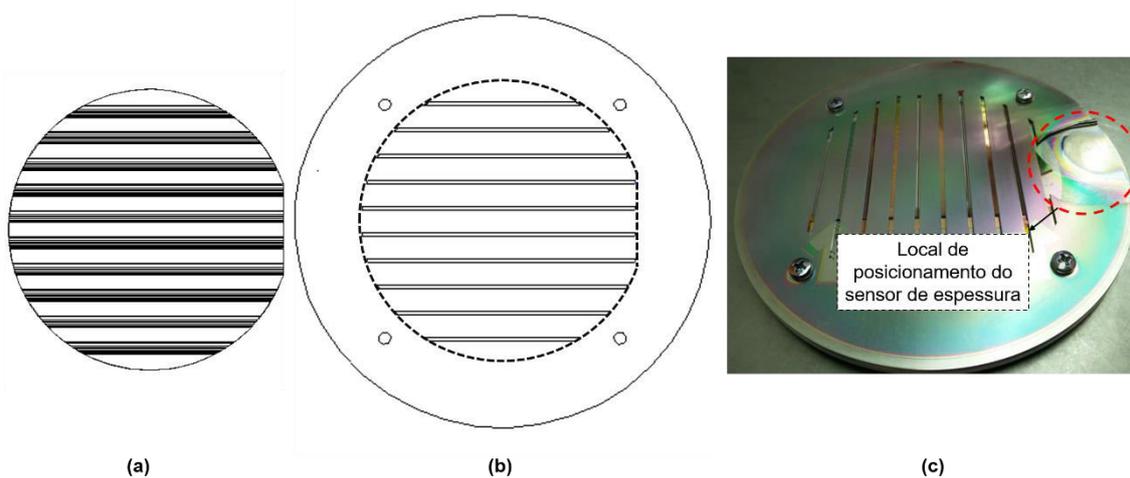


**Figura 4.8** – processo de deposição dos micro espelhos metálicos: (a) deposição da camada de Cr e da (b) camada de Au, com a respetiva máscara de sombra; (c) estrutura final com os micro espelhos depositados.

Após deposição dos micro espelhos metálicos, seguiu-se a deposição da multicamada de  $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$  para obtenção do micro DFO. Nesta fase foi utilizada uma máscara de sombra para cobrir as zonas onde foram depositados os micro espelhos, tal como está representado na Figura 4.9. Após correto posicionamento e alinhamento da máscara na sequência de cortes foi depositado de forma intercalada filmes finos de  $\text{SiO}_2$  e  $\text{TiO}_2$  até obtenção da multicamada final de 5 camadas correspondentes ao micro DFO. Esta máscara pode ser visualizada na Figura 4.10. As camadas de  $\text{SiO}_2$  (204 nm) foram depositadas por pulverização catódica em magnetrão por RF. Por sua vez, as camadas de  $\text{TiO}_2$  (110 nm) foram depositadas por pulverização catódica reativa em magnetrão por RF.



**Figura 4.9** – processo de deposição do micro DFO: (a) deposição da camada de  $\text{SiO}_2$ , e da (b) camada de  $\text{TiO}_2$ , com a respetiva máscara de sombra; após deposição das 5 camadas obtém-se (c) MiniOCT final com o micro DFO e micro espelhos depositados.



**Figura 4.10** – processo de fabrico do MiniOCT: (a) imagem representativa dos cortes num wafer de vidro; (b) desenho da máscara de sombra utilizada nas deposições da multicamada do micro DFO; (c) fotografia da máscara de sombra, alinhada corretamente com os cortes centrais correspondentes ao micro DFO.

## 4.4 Conclusões

O fabrico do MiniOCT foi baseado em técnicas de micro fabrico da indústria de semicondutores e disponíveis no laboratório de microtecnologias da UM. O processo de corte de wafers de vidro foi conseguido através do uso de lâminas de corte especialmente fabricadas e adquiridas para o MiniOCT. Estas lâminas permitem a obtenção de superfícies de corte com 45° de inclinação e com uma boa rugosidade, graças à utilização de um *grit size* bastante superior ao teoricamente recomendado pela Disco para substratos de vidro. A deposição de filmes finos para as diferentes superfícies de corte é conseguida através do uso de máscaras de sombra. Deste modo é garantida a deposição dos micro espelhos, por evaporação, unicamente nos locais próprios. A segunda fase de deposições compreende o uso de uma máscara de sombra por cima do micro espelhos e a pulverização catódica em magnetron por RF para a deposição da multicamada do DFO. Portanto, com o processo de fabrico em quantidade elevada num wafer de vidro, onde é possível realizar várias sequências de corte, é provado o baixo custo de fabrico por unidade de MiniOCT.

## Referências bibliográficas 4

1. DISCO Corporation, "DISCO Product Information: Fully Automatic Dicing Saw," <https://www.disco.co.jp/eg/products/dicer/index.html>.
2. DISCO Corporation, *Metal Bond Blades B1A Series* (2014).
3. H. A. Macleod, *Thin-Film Optical Filters*, 3rd ed. (Institute of Physics Publishing, 2001).
4. M. Ohring, "Chapter 3 – Thin-Film Evaporation Processes," in *Materials Science of Thin Films (Second Edition): Deposition and Structure* (Academic Press, 2002), pp. 95–144.
5. D. M. Mattox, "Physical Sputtering and Sputter Deposition (Sputtering)," in *Handbook of Physical Vapor Deposition (PVD) Processing* (2010), pp. 237–286.
6. M. Henini, "Sputtering and Sputter Deposition," in *Handbook of Thin Film Deposition, Processes and Technologies*, K. Seshan, ed., second (2000), pp. 319–348.
7. J. H. Correia and J. P. Carmo, "Micromaquinagem no silício," in *Introdução Às Microtecnologias No Silício*, Lidel - edições técnicas, ed. (2010), pp. 59–85.
8. M. F. R. da Silva, "Filmes Finos para Aplicações Termoeléctricas," Universidade do Minho (2010).
9. M. F. R. da Silva, "Novas Funcionalidades para Dispositivos Médicos Invasivos com Imagem," Universidade do Minho (2015).



## 5 Resultados experimentais e discussão

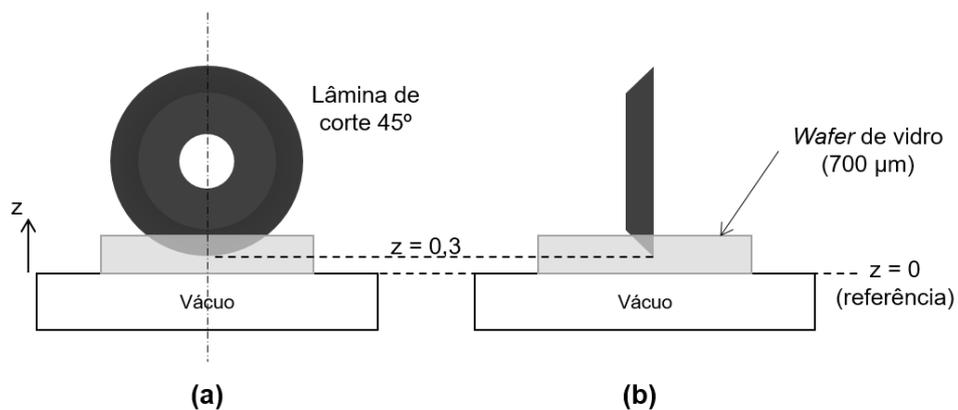
---

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados experimentais que validam a tecnologia de fabrico do MiniOCT. Inicialmente são apresentados os resultados e validação do processo de corte de wafers de vidro, incluindo a escolha dos parâmetros de corte para obtenção de superfícies com a melhor rugosidade possível. Posteriormente são avaliados os filmes finos depositados nas superfícies com 45° de inclinação, sendo comparados com os valores teoricamente esperados nas simulações apresentadas no capítulo 3. Face aos resultados apresentados, são discutidos os problemas na validação, que apontarão para os trabalhos futuros.

### 5.1 Otimização do processo de corte

O processo de corte de wafers de vidro foi inicialmente otimizado para o valor mínimo de rugosidade superficial, para resultar na menor dispersão espacial possível após deposição da multicamada do DFO e das camadas metálicas dos micro espelhos. Nesta fase de teste foram adquiridas as lâminas de corte presentes na Tabela 4.1. O valor de *grit size* das lâminas de corte e a velocidade de corte são os dois parâmetros que têm maior influência na rugosidade final da superfície. Diferentes velocidades de corte foram testadas para cada lâmina de corte, com o objetivo final de avaliar a influência do valor *grit size* e da velocidade de corte na qualidade da superfície obtida. Tal como referido no capítulo 4 os cortes foram realizados num dicer com a referência Disco DAD 2H/6T dicing saw, que permite a obtenção de cortes com elevada precisão em aplicações miniaturizadas. Para cada par *grit size*/velocidade de corte, foram realizadas seis medições de rugosidade, utilizando um perfilómetro (modelo Dektak 150, com uma agulha de diâmetro 12.5 µm, utilizando uma força de 3 mg). As análises foram realizadas em seis locais aleatoriamente selecionados em dois cortes. Depois disto, foi calculada a média da rugosidade para cada par velocidade de corte/lâmina de corte. A Figura 5.1 representa o esquema de cortes realizados no estudo da rugosidade. Inicialmente o Z-IND dos cortes foi definido sem ter em conta a influência da espessura da fita-cola utilizada entre o wafer e a mesa do dicer. Posteriormente, o Z-IND foi reajustado de acordo com as medições realizadas no microscópio. A lâmina de corte retangular (B1A863S3 SD800) foi testada com 4 velocidades de corte diferentes, no intervalo de 0.3 a 1 mm/s. Com o uso de velocidades de corte superiores a 1 mm/s, obtiveram-se cortes ondulados no wafer de vidro, pelo que foram à partida evitados cortes com velocidades superiores a 1 mm/s. Para as lâminas de corte com 45° de inclinação (B1V863S3 SD800/1200) foram

testadas 3 velocidades de corte (0.3; 0.5 e 0.8 mm/s). Para este tipo de lâmina, foi constatado que a velocidade de 1 mm/s provocava superfícies irregulares.

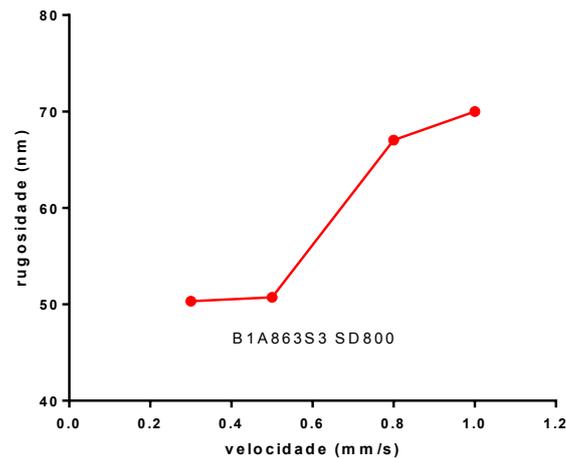


**Figura 5.1** – esquemático dos cortes realizados no wafer de vidro com o dicer Disco DAD 2H/6T dicing saw: (a) imagem de frente e (b) imagem em perfil lateral.

Os resultados do valor médio da rugosidade (valor eficaz em raiz do valor quadrático médio, rms) obtidos para a lâmina de perfil retangular B1A8 SD800 encontram-se na Tabela 5.1. Na Figura 5.2 encontra-se o gráfico de variação da rugosidade média com a velocidade do corte para a mesma lâmina.

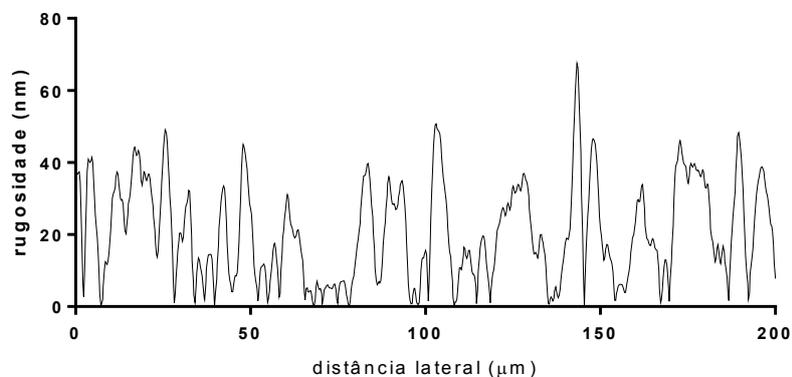
**Tabela 5.1** – valores de rugosidade (nm) das superfícies de corte obtidas com a lâmina B1A8 SD800, a diferentes velocidades de corte (mm/s). Para cada velocidade de corte, foi calculado o valor médio (rms).

Velocidade de corte (mm/s)	Valores de rugosidade (nm)						Média rms (nm)
0.3	51.73	41.31	52.69	49.85	54.76	50.48	50.32
0.5	49.25	49.31	48.02	53.41	51.89	52.26	50.73
0.8	63.17	70.51	63.48	69.38	68.66	66.62	67.03
1	65.39	68.32	69.21	73.76	66.30	76.33	70.00



**Figura 5.2** – variação do valor de rugosidade (nm) em função da velocidade de corte (mm/s), para cortes realizados com a lâmina B1A8 SD800.

As lâminas com a referência B1V8 SD800/1200 foram testadas com os mesmos parâmetros (profundidade e velocidade de corte), de forma a obter uma análise comparativa entre o valor de *grit size* da lâmina e a velocidade de corte utilizada. Na Figura 5.3 está representada a medição da rugosidade (nm) numa das superfícies de corte obtida com a lâmina B1V8 SD1200, a uma velocidade de 0.3 mm/s. As Tabela 5.2 e Tabela 5.3 contêm os valores de rugosidade obtidos com as lâminas B1V8 SD800 e B1V8 SD1200, respetivamente. Foram calculados os valores médios de rugosidade (rms) das seis medições realizadas em dois cortes, sendo estes valores utilizados na construção do gráfico da Figura 5.4, onde é possível comparar a variação da rugosidade em função da velocidade de corte para as duas lâminas com 45° de inclinação e com valores diferentes de *grit size*.



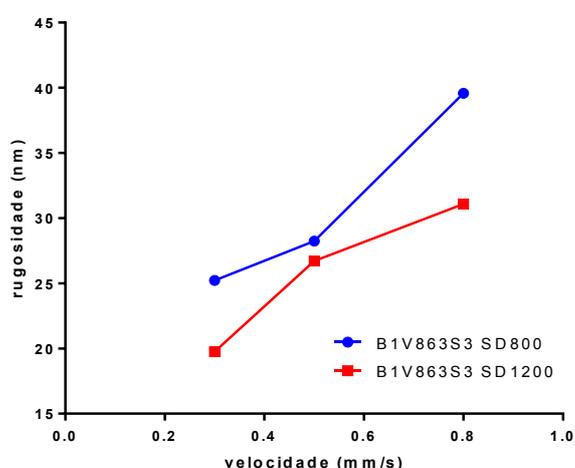
**Figura 5.3** – para um determinado corte a 0.3 mm/s, medição da rugosidade (nm) num deslocamento lateral de 200 μm. A rugosidade média obtida nesta medição particular foi de 20.60 nm. O corte foi realizado com a lâmina B1V8 SD1200.

**Tabela 5.2** – valores de rugosidade (nm) das superfícies de corte obtidas com a lâmina B1V8 SD800, a diferentes velocidades de corte (mm/s). Para cada velocidade de corte, foi calculado o valor médio (rms).

Velocidade de corte (mm/s)	Valores de rugosidade (nm)						Média rms (nm)
0.3	24.99	23.30	26.32	27.98	22.37	25.90	25.21
0.5	28.96	23.22	26.49	30.37	31.07	28.62	28.24
0.8	42.27	32.62	42.10	41.40	35.36	42.51	39.57

**Tabela 5.3** – valores de rugosidade (nm) das superfícies de corte obtidas com a lâmina B1V8 SD1200, a diferentes velocidades de corte (mm/s). Para cada velocidade de corte, foi calculado o valor médio (rms).

Velocidade de corte (mm/s)	Valores de rugosidade (nm)						Média rms (nm)
0.3	19.39	20.77	21.77	17.64	17.93	20.72	19.76
0.5	24.69	27.15	23.50	27.82	27.62	29.12	26.72
0.8	30.03	33.49	28.93	31.45	32.56	29.77	31.08

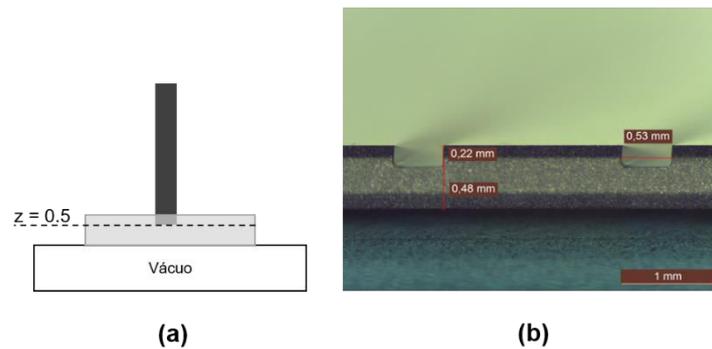
**Figura 5.4** – variação do valor de rugosidade (nm) em função do valor *grit size* da lâmina e da velocidade de corte (mm/s), para cortes realizados com as lâminas B1V8 SD800 e B1V8 SD1200.

Genericamente conclui-se que o valor da rugosidade é diretamente proporcional à velocidade de corte utilizada no processo de corte do wafer de vidro (isto é, o menor valor de rugosidade é obtido com o menor valor de velocidade de corte). Os resultados demonstram valores mais elevados de rugosidade superficial nos cortes efetuados com a lâmina de perfil retangular B1A8 SD800. Com esta lâmina de corte, o valor mais elevado de rugosidade obtido foi de

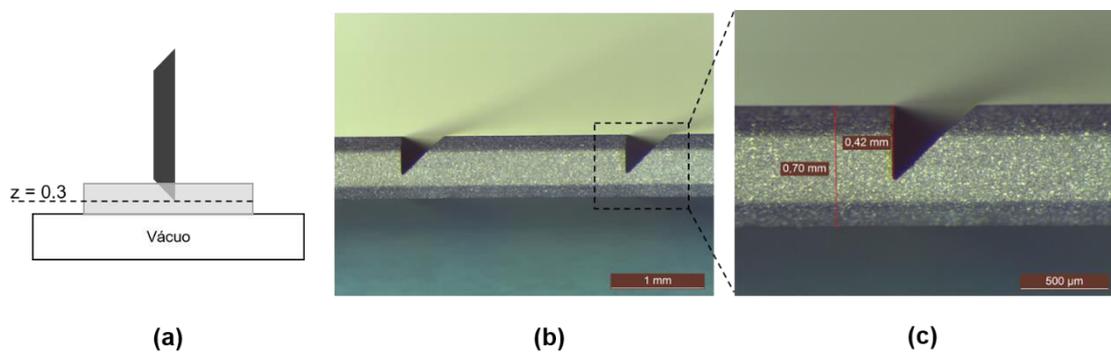
76.33 nm, com uma velocidade de corte de 1 mm/s; enquanto que o valor mais baixo de rugosidade obtido foi de 41.31 nm, com o menor valor de velocidade de corte, 0.3 mm/s. O efeito da velocidade de corte torna-se mais significativo em velocidades de corte na gama de 0.5 a 0.8 mm/s, como é possível constatar na Figura 5.2. Este tipo de lâmina retangular é utilizado para obter as superfícies horizontais, que separam os diferentes microcomponentes óticos do MiniOCT proposto.

Ao comparar os resultados obtidos com as lâminas do mesmo *grit size* (#800) conclui-se que a rugosidade é menor em cortes realizados com a lâmina B1V8 SD800 (45°) do que os realizados com a lâmina retangular B1A8 SD800. Comparando as duas lâminas com um perfil de 45°, com diferentes valores de *grit size* (#800 e #1200), conclui-se que estas apresentam um comportamento velocidade de corte versus rugosidade proporcional, tal como a lâmina de perfil retangular. Para a lâmina B1V8 SD800 foi obtido o valor mínimo de rugosidade de cerca de 22.37 nm, com uma velocidade de corte de 0.3 mm/s, e o valor máximo de 42.51 nm a uma velocidade de corte de 0.8 mm/s. Por sua vez, utilizando a lâmina B1V8 SD1200 foi obtido o valor mínimo de 17.64 nm a 0.3 mm/s e um valor máximo de rugosidade de 33.49 nm a 0.8 mm/s. Comparando a mesma velocidade de corte nas duas lâminas, quanto maior o número de *grit size* da lâmina (#1200) menor o valor de rugosidade (nm) obtido nas três velocidades de corte testadas. Portanto a rugosidade da superfície do corte é menor quanto maior for o número *grit size*, como é possível constatar na Figura 5.4. Com base nestes resultados de otimização, o método selecionado de fabrico, baseado no menor valor possível de rugosidade, será implementado com a lâmina de maior número de *grit size* (#1200) e baseado na menor velocidade de corte (neste caso 0.3 mm/s). O valor mínimo de rugosidade obtido (valor médio em rms) foi de 19.76 nm.

Na Figura 5.5 está representado o processo de otimização realizado em superfícies de corte obtidas com a lâmina retangular B1A8 SD800. Por sua vez, na Figura 5.6 está representado o processo de otimização dos cortes obtidos com as lâminas de corte com 45° de inclinação (B1V8). As imagens microscópicas obtidas com o microscópio stereo Leica M80™ e processadas no software Leica LAS™, servem para reajustamento dos parâmetros de corte realizados no dicer, nomeadamente o parâmetro Z-IND, referente à profundidade de corte.



**Figura 5.5** – processo de otimização dos cortes em wafers de vidro: (a) setup dos cortes realizados com a lâmina de perfil retangular B1A8 SD800, onde foi definido um Z-IND de 0.5 mm; (b) imagens microscópicas de dois cortes realizados com esta lâmina.



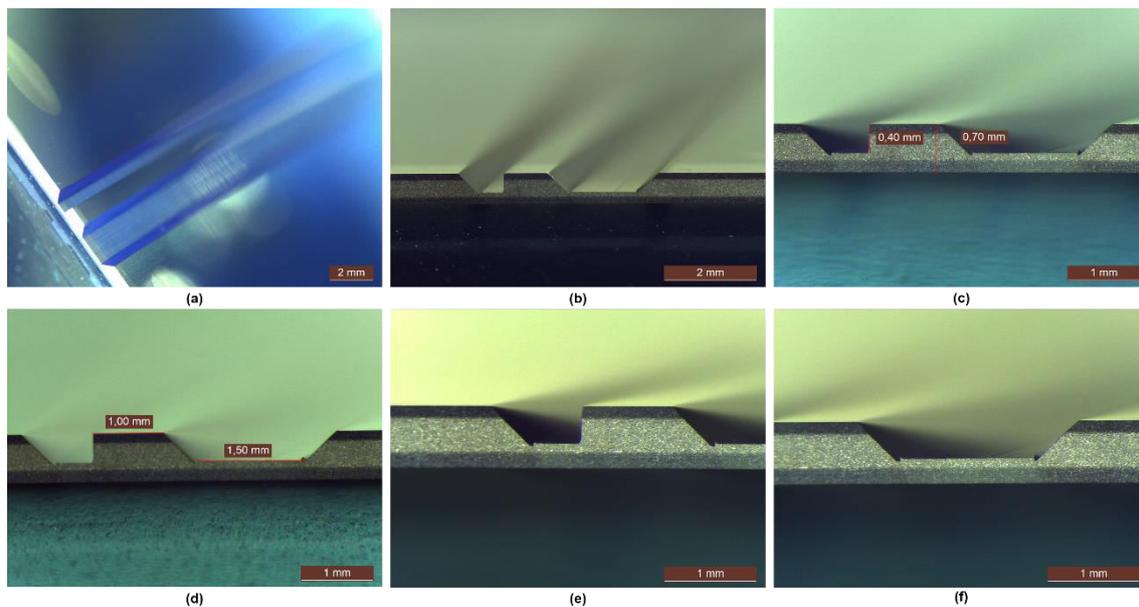
**Figura 5.6** – processo de otimização dos cortes em wafers de vidro: (a) setup dos cortes realizados com as lâminas de 45° de inclinação B1V8, onde foi definido um Z-IND de 0.3 mm; (b) e (c) imagens microscópicas de cortes realizados.

Nas imagens microscópicas processadas no software Leica LAS™ é possível constatar que a definição do parâmetro Z-IND nos cortes realizados com as diferentes lâminas conduz a uma profundidade de corte diferente da pretendida, devido à espessura da fita-cola utilizada entre o wafer de vidro e a mesa do dicer. Nos diferentes cortes realizados é possível verificar uma diferença de 0.2 mm no valor do Z-IND. Basicamente o Z-IND programado no dicer deve ser ajustado nos cortes finais, de acordo com a altura final requerida e a diferença de 0.2 mm verificada no processo de otimização dos cortes.

## 5.2 MiniOCT após corte de wafers de vidro

Após análise da rugosidade das superfícies obtidas com as diferentes lâminas, que conduziu também ao reajustamento dos parâmetros de fabrico no dicer, foi obtida a sequência de cortes do MiniOCT, sendo os resultados apresentados na Figura 5.7. A altura das superfícies com 45° de inclinação é de 400 μm, sendo a distância entre as diferentes superfícies a teoricamente

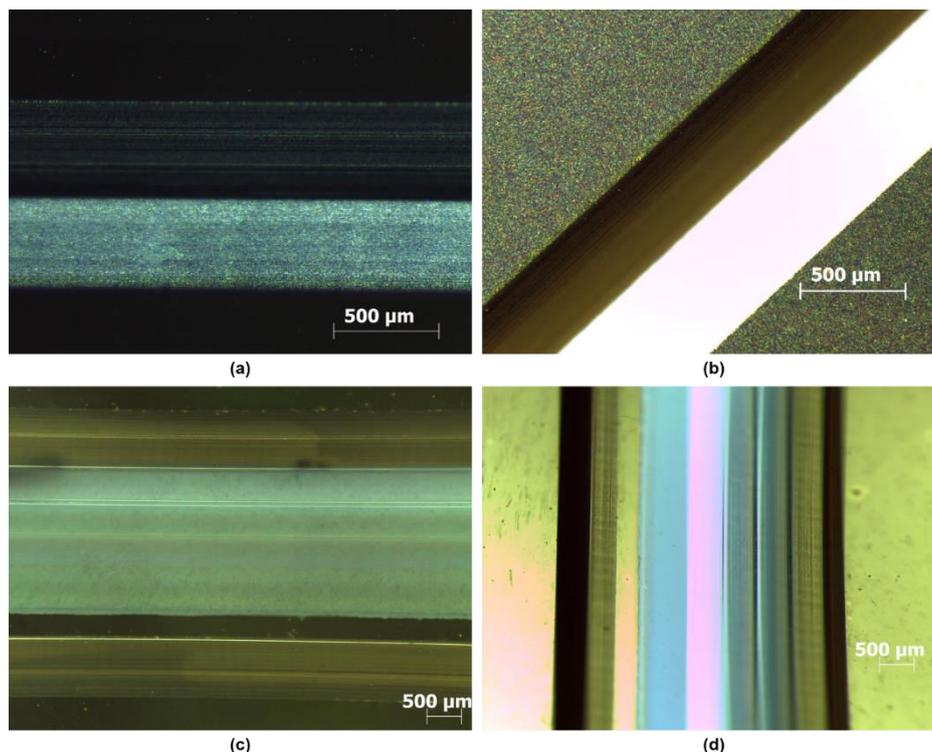
esperada. Nas superfícies inclinadas foi obtido um ângulo médio de  $45.07 \pm 0.20^\circ$ . A combinação do maior número de *grit size* das lâminas de corte (#1200) e baixa velocidade de corte permite, assim, a obtenção de superfícies com  $45^\circ$  de inclinação, com elevado grau de precisão. De facto, a rugosidade final das superfícies após otimização dos parâmetros de fabrico está correlacionada com o elevado grau de precisão do processo de micro fabricação que envolve o corte de wafers de vidro no dicer Disco DAD 2H/6T dicing saw com lâminas de corte especialmente fabricadas para o MiniOCT.



**Figura 5.7** – imagens microscópicas da sequência de cortes final do MiniOCT: (a) e (b) imagens do topo, com uma escala de visualização de 2mm; (c) altura dos cortes realizados,  $400 \mu\text{m}$ ; (d) distância entre os cortes; (e) e (f) imagens ampliadas.

### 5.3 MiniOCT após deposição do micro DFO

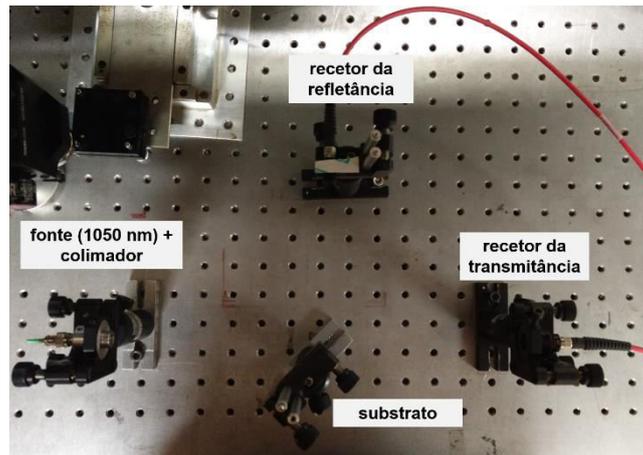
Uma vez concluído o processo de corte do wafer de vidro, procedeu-se à deposição dos filmes finos para obtenção intercalada dos micro espelhos e do micro DFO. Este processo foi descrito no capítulo 4. As estruturas obtidas, com as camadas de Cr+Au e a multicamada de  $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$  encontram-se representadas nas diferentes imagens microscópicas da Figura 5.8, obtidas com o microscópio stereo Leica M80™ e processadas no software Leica LAS™. O Cr permitiu, de facto, uma boa adesão entre o wafer de vidro e o filme de Au.



**Figura 5.8** – MiniOCT na fase de deposição de filmes finos: (a) superfície com 45° de inclinação e superfície horizontal após deposição de Cr; (b) superfície com 45° de inclinação e superfície horizontal após deposição de Au, por cima do filme de Cr; (c) e (d) imagens microscópicas do topo do MiniOCT, onde é visível a separação da deposição dos micro espelhos de Cr/Au e da multicamada do DFO de SiO<sub>2</sub>/TiO<sub>2</sub>.

### 5.3.1 Caracterização ótica de cada deposição

Antes da caracterização do micro DFO no MiniOCT, cada camada foi caracterizada individualmente em substratos de vidro (lamelas de vidro *Mariengeld*, borisilicate glass, espessura de 0.085-0.115 mm, 18×18 mm). Também a multicamada foi testada em termos de transmitância e refletância. O setup ótico para a medição da transmitância e refletância ótica encontra-se representado na Figura 5.9. Foi utilizada a fonte ótica OCT com o comprimento de onda central de 1050 nm e FWHM de 50 nm e um espectrómetro NIR NIRQUEST (NQ52A0188, da *Ocean Optics*).

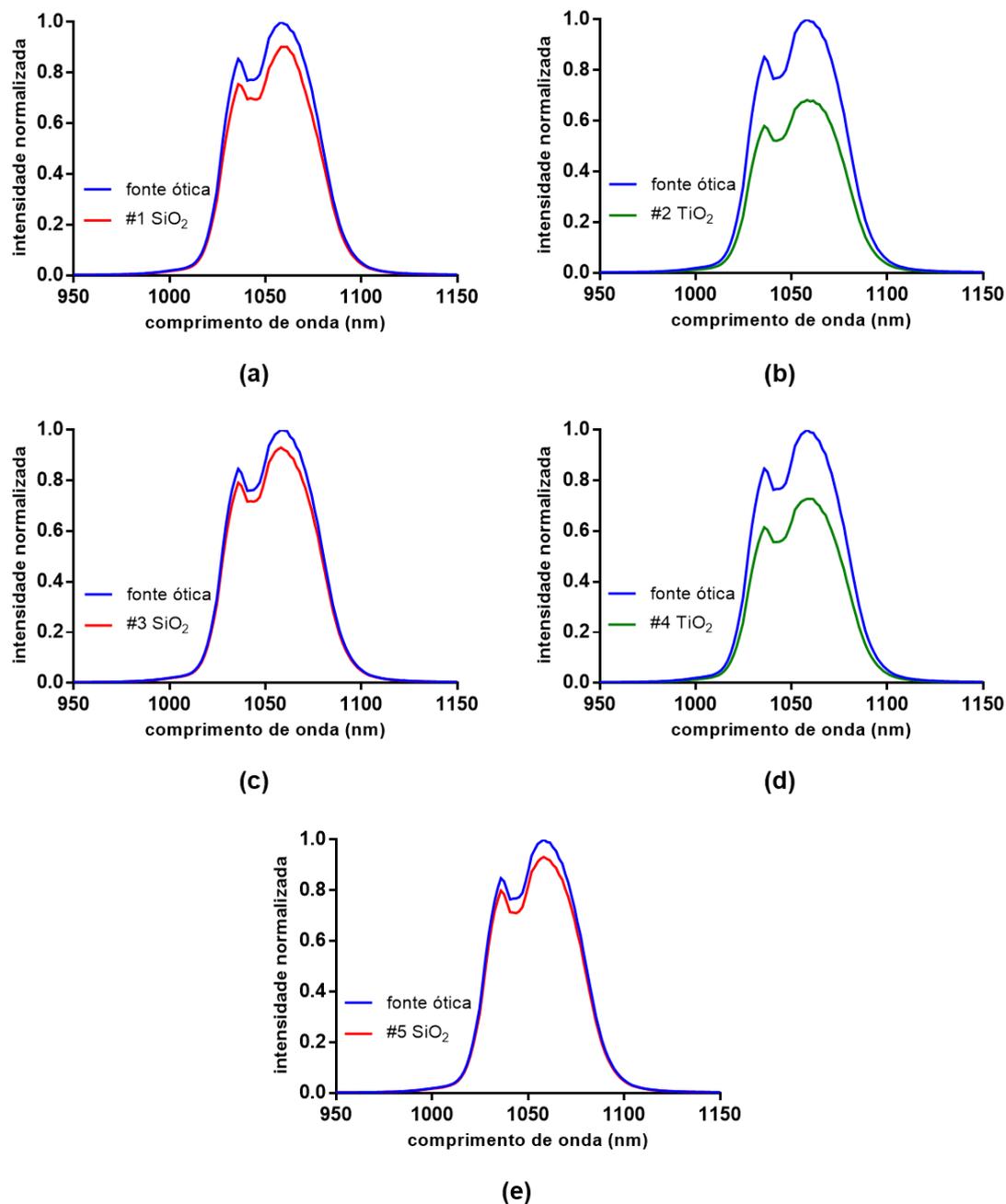


**Figura 5.9** – setup óptico para a medição da transmitância e refletância do micro DFO fabricado. Os receptores da refletância e transmitância são depois conectados ao espectrômetro NIRQUEST.

Cada camada individual foi caracterizada em termos de transmitância ótica. Para tal, foi utilizado um substrato de vidro de 0.1 mm de espessura em cada fase da deposição, para obtenção das camadas individuais de  $\text{SiO}_2$  e  $\text{TiO}_2$ . Após deposição, estas lamelas com o filme fino depositado foram colocadas diretamente à frente da fonte ótica (incidência perpendicular) e foi medida a intensidade de luz transmitida. Os gráficos de medição da intensidade transmitida para cada camada encontram-se na Figura 5.10. Para efeitos de comparação, foi simulada a transmitância média de uma camada de  $\text{SiO}_2$  de 204 nm, depositada num substrato de vidro de 0.1 mm de espessura e com um ângulo de incidência de  $0^\circ$ . O mesmo se procedeu para a camada individual de  $\text{TiO}_2$ , de 110 nm. Segundo o software TFCalc™, um filme fino de  $\text{SiO}_2$  com 204 nm num substrato de vidro de 0.1 mm de espessura, transmite em média 96.84 % da luz incidente, na gama espectral de interesse (1025-1075 nm). Por sua vez, um filme fino de  $\text{TiO}_2$ , com 110 nm de espessura, transmite 63.31 % da luz incidente. A transmitância média obtida para cada camada depositada encontra-se sintetizada na Tabela 5.4. Relativamente à camada de  $\text{SiO}_2$  verificou-se uma diferença do valor de transmitância esperado (em média) de cerca 4.84 %. Quanto à camada de  $\text{TiO}_2$ , verificou-se uma diferença média de 8.61 %.

**Tabela 5.4** – transmitância média de cada uma das camadas de  $\text{SiO}_2$  e  $\text{TiO}_2$ . As medições foram efetuadas com uma incidência perpendicular ao substrato.

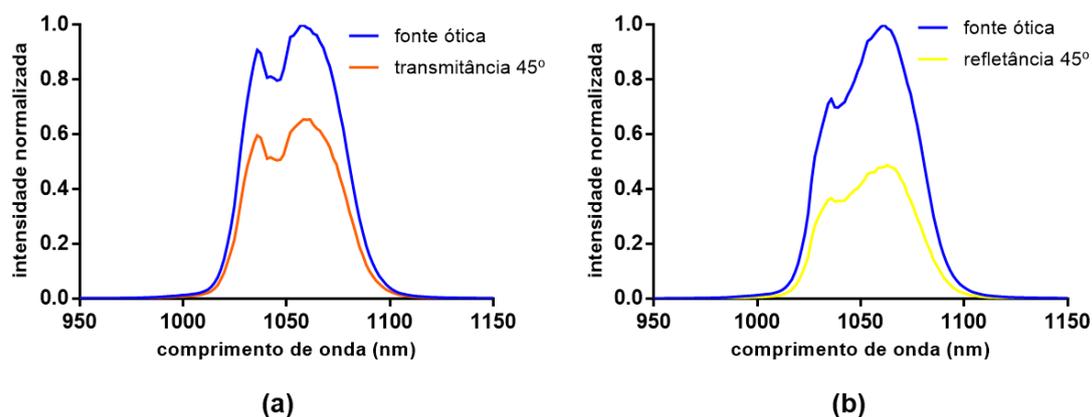
Camada	#1 $\text{SiO}_2$	#2 $\text{TiO}_2$	#3 $\text{SiO}_2$	#4 $\text{TiO}_2$	#5 $\text{SiO}_2$
Espessura (nm)	204	110	204	110	204
Transmitância média (%)	89.20	69.77	93.13	74.08	93.63



**Figura 5.10** – intensidade ótica transmitida (normalizada) das camadas individuais de SiO<sub>2</sub> e TiO<sub>2</sub>, depositadas num substrato de vidro, com 0.1 mm de espessura. Camadas: (a) #1 SiO<sub>2</sub>, 204 nm de espessura; (b) #2 de TiO<sub>2</sub>, 110 nm de espessura; (c) #3 SiO<sub>2</sub>, 204 nm de espessura; (d) #4 de TiO<sub>2</sub>, 110 nm de espessura e (e) #5 SiO<sub>2</sub>, 204 nm de espessura. A intensidade transmitida pelas diferentes camadas (intensidade normalizada) é comparada com o espectro de emissão da fonte ótica utilizada (linha azul).

Durante a fase de deposição dos filmes finos foi também posicionado um substrato de vidro (0.1 mm de espessura), onde foi depositada a multicamada completa. Este foi caracterizado em termos de transmitância e refletância, para comparação com os resultados teóricos esperados. O substrato de vidro foi colocado no setup de medição ótico com uma inclinação de 45°, para

medição da transmitância e refletância com este ângulo de incidência. Foram registradas três medições e calculada a média destas. Os resultados de medição da intensidade de luz transmitida e refletida, comparados com o espectro de emissão da fonte ótica, encontram-se na Figura 5.11. Na gama espectral de 1025–1075 nm, obteve-se uma transmitância média de 66.59 % e uma refletância média de 52.27 %. O somatório destes dois resultados excede o espectro de emissão da fonte ótica utilizada. Este desfasamento deve-se essencialmente a problemas de alinhamento da luz refletida da amostra com o recetor da refletância, conectado à fibra ótica e, finalmente, ao espectrómetro. As medições de transmitância são mais fidedignas, dado que o recetor da transmitância é alinhado primeiramente com a luz emitida pela fonte ótica. Em primeiro lugar é medido o espectro de emissão da fonte, sendo depois colocado o substrato entre a fonte e o recetor. O valor de transmitância encontra-se desfasado do valor teoricamente esperado, com uma diferença de cerca de 15.6 %.

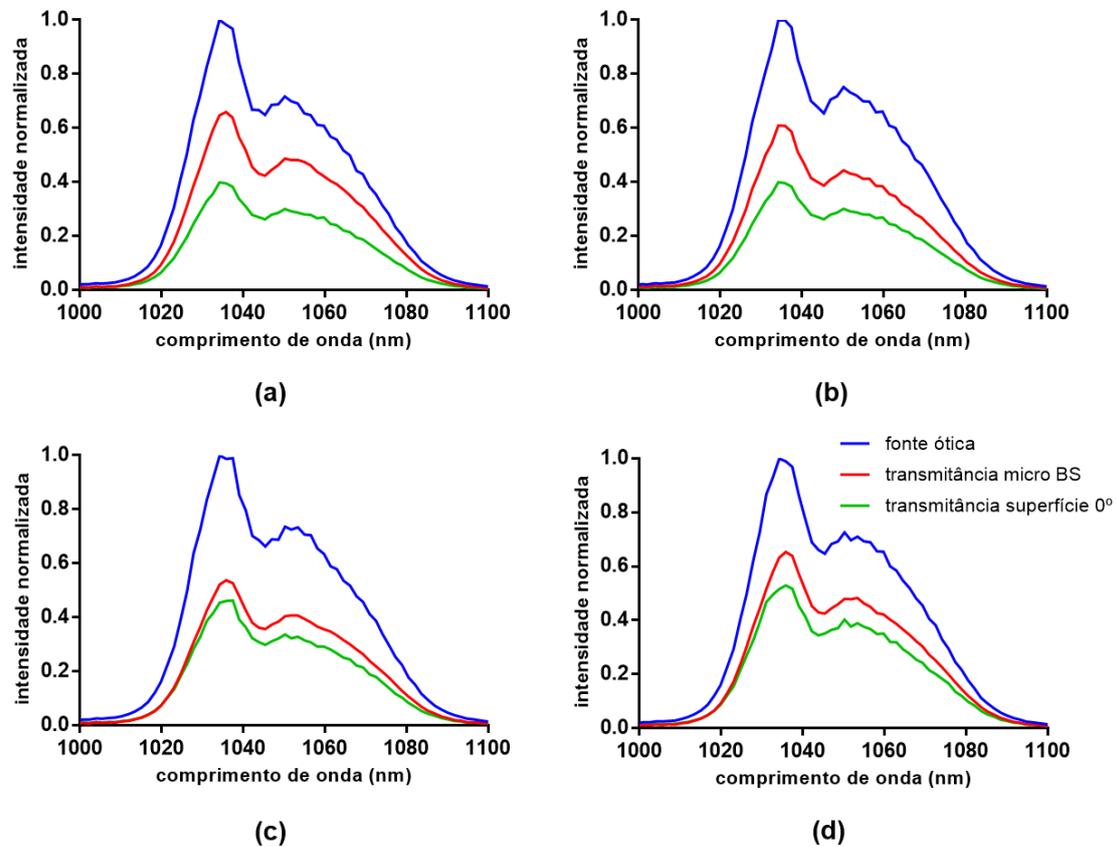


**Figura 5.11** – caracterização ótica da multicamada de  $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$  depositada num substrato de vidro com 0.1 mm de espessura: (a) intensidade ótica transmitida e (b) intensidade ótica refletida, comparadas com o espectro de emissão da fonte ótica (linha azul).

### 5.3.2 Caracterização ótica do micro DFO

Após caracterização individual das camadas depositadas para o micro DFO e da multicamada total em substratos de vidro, foi caracterizada a transmitância ótica do micro DFO no MiniOCT. Para provar a eficácia do fabrico e aplicação das máscaras na fase da deposição, foi calculada a intensidade de luz transmitida pela superfície do micro DFO (com 45° de inclinação) e das superfícies horizontais, onde também foi depositada a multicamada. Foram efetuadas medições em quatro sequências do MiniOCT no wafer de vidro. Para cada sequência, foram realizadas duas medições em cada superfície (horizontal e com 45° de inclinação), e calculada a

média das medições. Na Figura 5.12 encontra-se os resultados de medição da intensidade ótica transmitida pelas duas superfícies em comparação com o espectro de emissão da fonte ótica.



**Figura 5.12** – intensidade de luz transmitida pelo micro DFO (linha vermelha) e pela superfície horizontal (linha verde) em comparação com o espectro de emissão da fonte ótica (linha azul). As medições foram realizadas em quatro sequências de cortes distintos no wafer de vidro: (a) MiniOCT #1; (b) MiniOCT #2; (c) MiniOCT #3 e (e) MiniOCT #4.

Como é possível verificar nos diferentes gráficos, existe um desvio do valor de transmitância teoricamente esperado, o que está correlacionado com os pequenos desvios existentes em cada camada individual, estudado na secção anterior. No entanto é possível concluir que a posição da sequência do MiniOCT no wafer de vidro também reproduz valores diferentes de transmitância, o que está relacionado com a posição do alvo relativamente ao wafer de vidro durante a deposição. Mais especificamente, os locais mais próximos do sensor de espessura, reproduzem resultados mais próximos dos teoricamente esperados. Na Tabela 5.5 estão sintetizados os valores obtidos e os valores teoricamente esperados.

**Tabela 5.5** – transmitância média do DFO no MiniOCT, em diferentes sequências de corte. Os valores de transmitância do DFO e da superfície horizontal são comparados com os valores teoricamente esperados.

Multicamada SiO <sub>2</sub> /TiO <sub>2</sub>	Transmitância DFO	Transmitância superfície 0°
Teórico (simulações)	50.80	48.88
MiniOCT #1	70.07	59.12
MiniOCT #2	61.63	43.72
MiniOCT #3	57.77	49.34
MiniOCT #4	67.32	56.39

Conclui-se que o valor de transmitância do DFO varia, nas quatro sequências de corte, entre 57.77% e 70.07%, sendo que se encontra desviado do valor teórico esperado de 50.80%. Considerando as quatro medições, há uma diferença média de cerca de 14%. Em termos da superfície horizontal, onde também foi depositada a multicamada, o desvio médio verificado foi de 3.26%. Nas diferentes sequências conclui-se que o valor de transmitância é superior na superfície com 45° de inclinação, do que na superfície horizontal, o que está de acordo com os valores teóricos. Por forma a completar o estudo do DFO no MiniOCT, foi ainda calculada a voltagem transmitida pelo DFO utilizando um detetor amplificado de silício (gama espectral de 200-1100 nm, com a referência PDA10A-EC, da Thorlabs) e um multímetro. Para tal foi conectada uma fibra ótica diretamente à fonte ótica e medida a tensão ótica transmitida através do MiniOCT. Os valores obtidos encontram-se na Tabela 5.6.

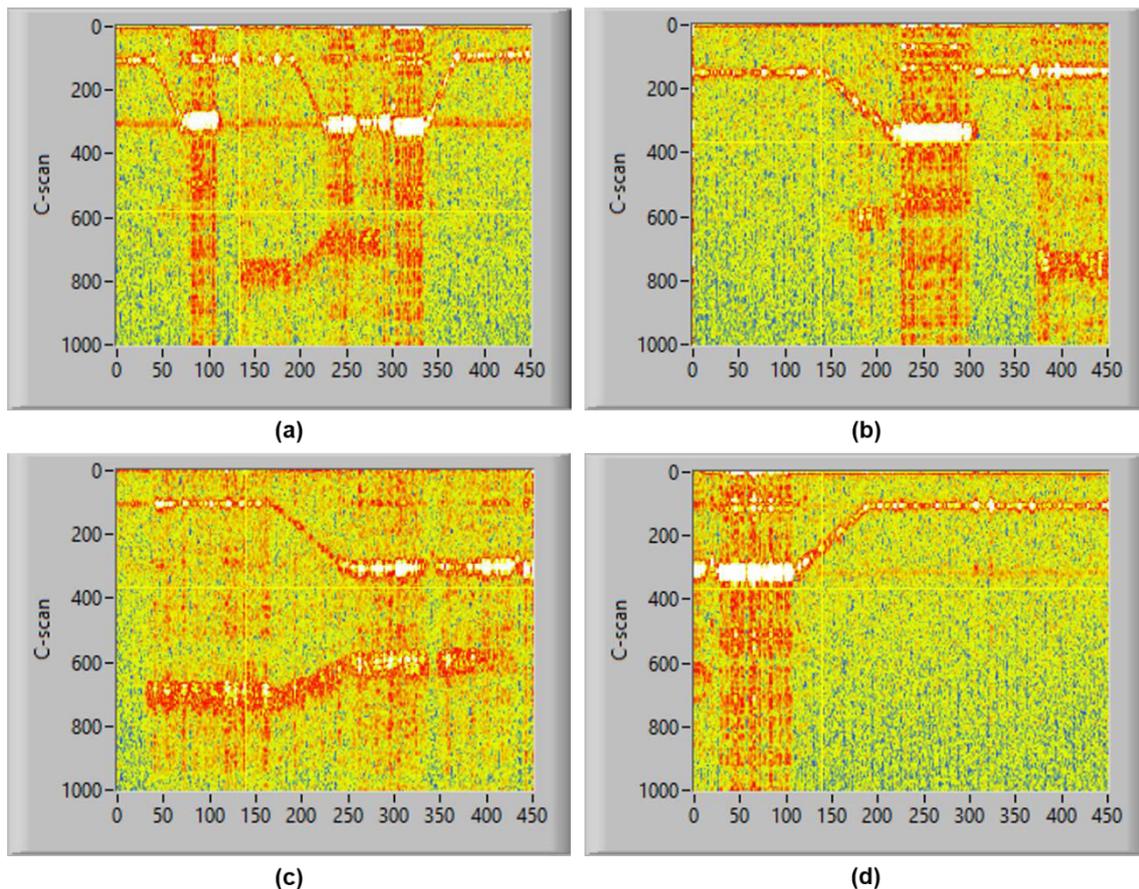
**Tabela 5.6** – medição da tensão ótica transmitida pelo micro DFO em diferentes locais do wafer. Foi utilizado um detetor amplificador de silício, ligado a um multímetro para medição da tensão. Os valores transmitidos são comparados com a referência (medição direta da fonte ótica).

MiniOCT	#1	#2	#3	#4
Medições (tensão em V)	3.58	4.34	3.69	3.55
	3.81	4.18	3.42	3.73
	3.47	4.10	3.71	3.78
	3.44	4.61	3.63	3.68
	3.56	4.35	3.50	3.40
Média (V)	3.57	4.32	3.59	3.63
Referência (V)	7.26	8.7	7.86	7.96
% transmitida	49.20	49.61	45.67	45.58

Analisando a tensão ótica transmitida por meio do micro DFO em diferentes MiniOCTs, verifica-se uma maior aproximação aos valores teoricamente esperados (diferença média de 3.29%). Esta caracterização ótica do micro DFO valida o processo de fabrico do MiniOCT, ainda que com alguma discrepância dos valores teoricamente esperados. A diferença resulta essencialmente dos desvios de cada camada individual, tal como foi constatado na análise das camadas individuais de SiO<sub>2</sub> e TiO<sub>2</sub>. Adicionalmente, apesar dos valores dos índices de refração utilizados nas simulações terem sido escolhidos em função das técnicas de deposição utilizadas, existe sempre diferenças nas condições de deposição utilizadas no fabrico total da multicamada.

#### **5.4 Montagem do OCT**

Após validação do processo de fabrico do MiniOCT num wafer de vidro, foi utilizado um sistema SD-OCT operacional, desenvolvido pelo centro de Fotónica Aplicada do INESC TEC, da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto. Após alinhamento direto da fibra ótica com o DFO, verificou-se a divisão do feixe de luz e encaminhamento para os micro espelhos refletores. No entanto, dado às dimensões reduzidas do MiniOCT, foi impossível a recolha da luz refletida pelo interferómetro de Michelson, devido a problemas de alinhamento direto da fibra ótica que recebe a luz à saída. A colocação de lentes provoca o deslocamento da fibra ótica à entrada, evidenciando a necessidade de utilizar lentes com dimensões reduzidas e compatíveis com o setup de medição (o diâmetro da lente não pode exceder a distância entre o micro espelho e o micro DFO, isto é, 1.5 mm). Este é essencialmente a proposta de trabalho futuro, que será abordada com maior detalhe no capítulo 6. O MiniOCT foi avaliado através de imagens de OCT obtidas num setup de medição SD-OCT, com uma fonte ótica de 1050 nm de comprimento de onda central e 50 nm de FWHM. Nas imagens de OCT da Figura 5.13 é possível verificar que os locais onde foi depositada a multicamada de SiO<sub>2</sub>/TiO<sub>2</sub> apresentam uma sombra simétrica em baixo, uma vez que a luz emitida para este local é transmitida e refletida. Por sua vez, nos locais onde foram depositadas as camadas metálicas para os micro espelhos não existe a sombra, indicando que a luz emitida para essas superfícies é refletida. Nas imagens ampliadas (b), (c) e (d) é possível visualizar as superfícies com 45° de inclinação e a respetiva camada depositada, validando assim todo o processo de fabrico do MiniOCT.



**Figura 5.13** – imagens SD-OCT do MiniOCT: (a) interferômetro completo com o micro DFO e os micro espelhos; (b) micro espelho, responsável por encaminhar a luz para o exterior do interferômetro de Michelson; (c) micro DFO, onde é possível visualizar uma sombra simétrica correspondente à luz que é transmitida e (d) micro espelho responsável por guiar a luz refletida pelo micro DFO para a amostra a analisar.

## 5.5 Discussão e conclusões

No capítulo 1 foi concluído que os atuais sistemas de OCT disponíveis para uso clínico operam a nível das frequências (FD-OCT). O uso de OCT em aplicações biomédicas é atualmente limitado pelos custos e dimensões elevadas dos dispositivos. A integração de diversos elementos óticos complexos como componentes miniaturizados num único microchip representa o atual desafio de investigação OCT [1,2]. E as tecnologias MEMS oferecem um elevado potencial para atingir este desafio [3,4]. O trabalho desenvolvido neste programa doutoral está relacionado precisamente com estes dois desafios. Foi provado o fabrico do interferômetro de Michelson num wafer de vidro, contendo micro DFO e micro espelhos fixos, componentes chave para obtenção de configurações FD-OCT. Apesar de tecnologias de fabrico semelhantes terem sido utilizadas para aplicações na zona visível do espectro eletromagnético [5], o processo de fabrico baseado no corte de wafers de vidro, com lâminas de corte especialmente fabricadas para o efeito, e na deposição

de filmes finos foi adaptado para a região NIR, tipicamente utilizada na imagiologia OCT. Comparativamente a outros trabalhos de miniaturização, a proposta apresentada representa um dos primeiros passos relativos ao uso de tecnologias MEMS em wafers de vidro, para obtenção do MOEMS. O MiniOCT proposto e fabricado apresenta dimensões de 4.5 mm (comprimento) × 4.5 mm (largura) × 0.7 – 1.4 mm (altura). Em relação a outros trabalhos de miniaturização, onde são miniaturizados os componentes centrais do interferômetro de Michelson (DFO e espelhos), o MiniOCT apresenta dimensões menores que os trabalhos desenvolvidos por Colemann et al. [6], Akca et al. [7], que para além do interferômetro também apresentaram a miniaturização do espectrómetro, Nguyen et al. [8] e Yurtsever et al. [9], embora neste último os autores miniaturizaram um outro tipo de interferômetro. O chip SOI com DFO, acoplador grating e o braço de referência desenvolvidos em [10] apresenta dimensões inferiores ao MiniOCT, assim como o interferômetro e recetores miniaturizados por Schneider et al. [11]. No entanto estes dois trabalhos resultam de tecnologias de fabrico em silício com mais componentes miniaturizados, sendo estes baseados em diferentes tecnologias de fabrico.

Os resultados experimentais provam o processo de fabrico do MiniOCT proposto, particularmente a obtenção de superfícies com 45° de inclinação e com rugosidade reduzida (19.76 nm), sendo essencial para diminuição da dispersão espacial. Os valores de transmitância obtidos pelo micro DFO apresentam um ligeiro desvio dos teoricamente esperados (desvio até 14%), o que resulta essencialmente dos pequenos desvios verificados em cada camada individual. As dimensões reduzidas do MiniOCT impossibilitaram a análise do dispositivo em termos de imagem OCT, encaminhando para o desenvolvimento de trabalhos futuros propostos no capítulo 6.

## **Referências bibliográficas 5**

1. B. I. Akca, B. Považay, A. Alex, K. Wörhoff, R. M. De Ridder, W. Drexler, and M. Pollnau, "Miniature spectrometer and beam splitter for an optical coherence tomography on a silicon chip," *Opt. Express* 21, 16648–16656 (2013).
2. G. Yurtsever, P. Dumon, W. Bogaerts, and R. Baets, "Integrated photonic circuit in silicon on insulator for Fourier domain optical coherence tomography," *Procedia SPIE* 7554, 1–5 (2010).
3. R. F. Wolffenbuttel, "MEMS-based optical mini- and microspectrometers for the visible and infrared spectral range," *J. Micromechanics Microengineering* 15, S145–S152 (2005).
4. Y. M. Sabry, D. Khalil, and T. Bourouina, "Monolithic silicon-micromachined free-space optical

- 
- interferometers onchip," *Laser Photon. Rev.* 9, 1–24 (2015).
5. M. Baranski, S. Bargiel, N. Passilly, B. Guichardaz, E. Herth, C. Gorecki, C. Jia, J. Frömel, and M. Wiemer, "Wafer-Level Fabrication of Microcube-Typed Beam-Splitters by Saw-Dicing of Glass Substrate," *IEEE Photonics Technol. Lett.* 26, 100–103 (2014).
  6. D. Culemann, a. Knuettel, and E. Voges, "Integrated optical sensor in glass for optical coherence tomography\ (OCT)," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 6, 730–734 (2000).
  7. B. I. Akca, V. D. Nguyen, J. Kalkman, N. Ismail, G. Sengo, F. Sun, A. Driessen, T. G. van Leeuwen, M. Pollnau, K. Wörhoff, and R. M. de Ridder, "Toward Spectral-Domain Optical Coherence Tomography on a Chip," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 18, 1223–1233 (2012).
  8. V. D. Nguyen, N. Weiss, W. Beeker, M. Hoekman, A. Leinse, R. G. Heideman, T. G. van Leeuwen, and J. Kalkman, "Integrated-optics-based swept-source optical coherence tomography.," *Opt. Lett.* 37, 4820–4822 (2012).
  9. G. Yurtsever, B. Považay, A. Alex, B. Zabihian, W. Drexler, and R. Baets, "Photonic integrated Mach-Zehnder interferometer with an on-chip reference arm for optical coherence tomography," *Biomed. Opt. Express* 5, 1050 (2014).
  10. G. Yurtsever, K. Komorowska, and R. Baets, "Low dispersion integrated Michelson interferometer on silicon on insulator for optical coherence tomography," *Proc. SPIE-OSA Biomed. Opt.* 8091, 80910T–80910T–6 (2011).
  11. S. Schneider, M. Lauer mann, P.-I. Dietrich, C. Weimann, W. Freude, and C. Koos, "Optical coherence tomography system mass-producible on a silicon photonic chip," *Opt. Express* 24, 1573 (2016).



## 6 Conclusões e trabalhos futuros

---

Neste último capítulo são apresentadas as conclusões dos trabalhos realizados no âmbito desta tese de doutoramento, sendo analisados e averiguados os objetivos planeados no capítulo 1. Face aos resultados e limitações verificadas, são finalmente propostos trabalhos futuros.

### 6.1 Conclusões

Os objetivos definidos inicialmente no planeamento desta tese de doutoramento foram atingidos. Em primeiro lugar, procedeu-se à miniaturização dos componentes centrais de uma montagem OCT. Foi criado um protótipo MiniOCT que facilita o acesso a diagnóstico por OCT. As vantagens da miniaturização são inúmeras, como a integração do MiniOCT em endoscópios, guias para procedimentos cirúrgicos, permitindo o acesso a outros locais impossíveis de aceder com os sistemas de OCT macro atualmente disponíveis no mercado. O MiniOCT foi desenhado para integração com fibra ótica, funcionando esta como interface entre a fonte ótica e detetores e o microdispositivo. Em termos de tecnologias de fabrico, foi projetado um processo de fabrico que permitirá a produção em massa do MiniOCT proposto. Este é fabricado num wafer de vidro, recorrendo a tecnologias de micro fabricação standard: o corte de wafers de vidro com lâminas de corte especialmente fabricadas para o efeito e a deposição de filmes finos, através de técnicas de deposição física de vapores (evaporação por feixe de eletrões, evaporação térmica e a pulverização catódica). As tecnologias de fabrico utilizadas validam os baixos custos por unidade de MiniOCT fabricado. Por fim, o uso de um comprimento de onda diferente dos convencionais 830-880 nm, permite aumentar a aplicabilidade da técnica OCT. Comparativamente à gama convencional, o uso de um comprimento de onda central de 1050 nm permite uma profundidade de penetração superior.

A configuração do MiniOCT baseada em superfícies com 45° de inclinação garante uma incidência vertical da luz, com separação horizontal e vertical do feixe transmitido e refletido no DFO. Isto facilita a integração futura com os sistemas de deteção, para além de permitir uma separação do feixe encaminhado para a amostra a analisar e para a referência, bem como do feixe com o resultado interferométrico encaminhado para a saída do interferómetro de Michelson.

As tecnologias MEMS adaptadas a componentes óticos permitem o fabrico de sistemas óticos miniaturizados. Em primeiro lugar, o processo de corte de wafers de vidro (700 µm de espessura) com lâminas especialmente fabricadas para o MiniOCT, nomeadamente as lâminas

com inclinação de  $45^\circ$  e com uma espessura de  $500\ \mu\text{m}$ , permite a obtenção de superfícies a  $45^\circ$ , com uma profundidade de  $400\ \mu\text{m}$ . O processo de corte foi otimizado para diminuir a rugosidade superficial. Esta é conseguida através de um compromisso entre a velocidade do corte e o número de *grit size* da lâmina usada. A menor velocidade de corte ( $0,3\ \text{mm/s}$ ) aliada à lâmina de corte com um *grit size* de #1200 permite o melhor valor de rugosidade superficial, cerca de  $19.76\ \text{nm}$ .

O micro DFO do MiniOCT, projetado para uma taxa de divisão de 50/50, é obtido através da deposição de uma multicamada de  $\text{SiO}_2/\text{TiO}_2$ , de apenas 5 camadas. Em aplicações óticas é preferível o menor número possível de camadas, por forma a criar menores erros na multicamada total. Foram usadas 3 camadas de  $\text{SiO}_2$  ( $204\ \text{nm}$ ) e 2 camadas de  $\text{TiO}_2$  ( $110\ \text{nm}$ ), de acordo com as simulações otimizadas no software TFCalc™. Diferentes taxas de divisão podem ser obtidas através da alteração dos valores de espessura dos filmes finos da multicamada no DFO. Os valores de transmitância para o DFO encontram-se próximos dos teoricamente esperados, sendo a diferença média de cerca de 14%. Esta diferença resulta das discrepâncias verificadas nas camadas individuais de  $\text{SiO}_2$  e  $\text{TiO}_2$ , depositadas por pulverização catódica por RF.

Os micro espelhos do MiniOCT são obtidos através da deposição de Au, que garante uma taxa de refletância elevada na região NIR. Uma vez que este não adere bem ao vidro, foi utilizada uma camada de filme fino de Cr, que garante a boa adesão entre o vidro e o Au. A fina camada de Cr ( $50\ \text{nm}$ ) foi depositada por evaporação por feixe de eletrões, enquanto que o Au ( $250\ \text{nm}$ ) foi depositado por evaporação térmica. O fabrico em conjunto num wafer de vidro foi conseguido através da deposição intercalada dos micro espelhos e do micro DFO, recorrendo a máscaras de sombra desenhadas para a sequência de cortes programada para o wafer.

A validação do protótipo MiniOCT através do uso de fibra ótica à entrada e saída do mini interferómetro de Michelson está a decorrer, devido a dificuldades de alinhamento relacionadas com as dimensões do dispositivo. Apesar de ter sido provado o conceito nas simulações e o processo de fabrico, a fase de teste do sistema miniaturizado em termos de imagem OCT será um dos trabalhos futuros, propostos na próxima secção. Ficou provada a separação vertical e horizontal da luz, o que facilita a integração vertical futura com outros microinstrumentos óticos.

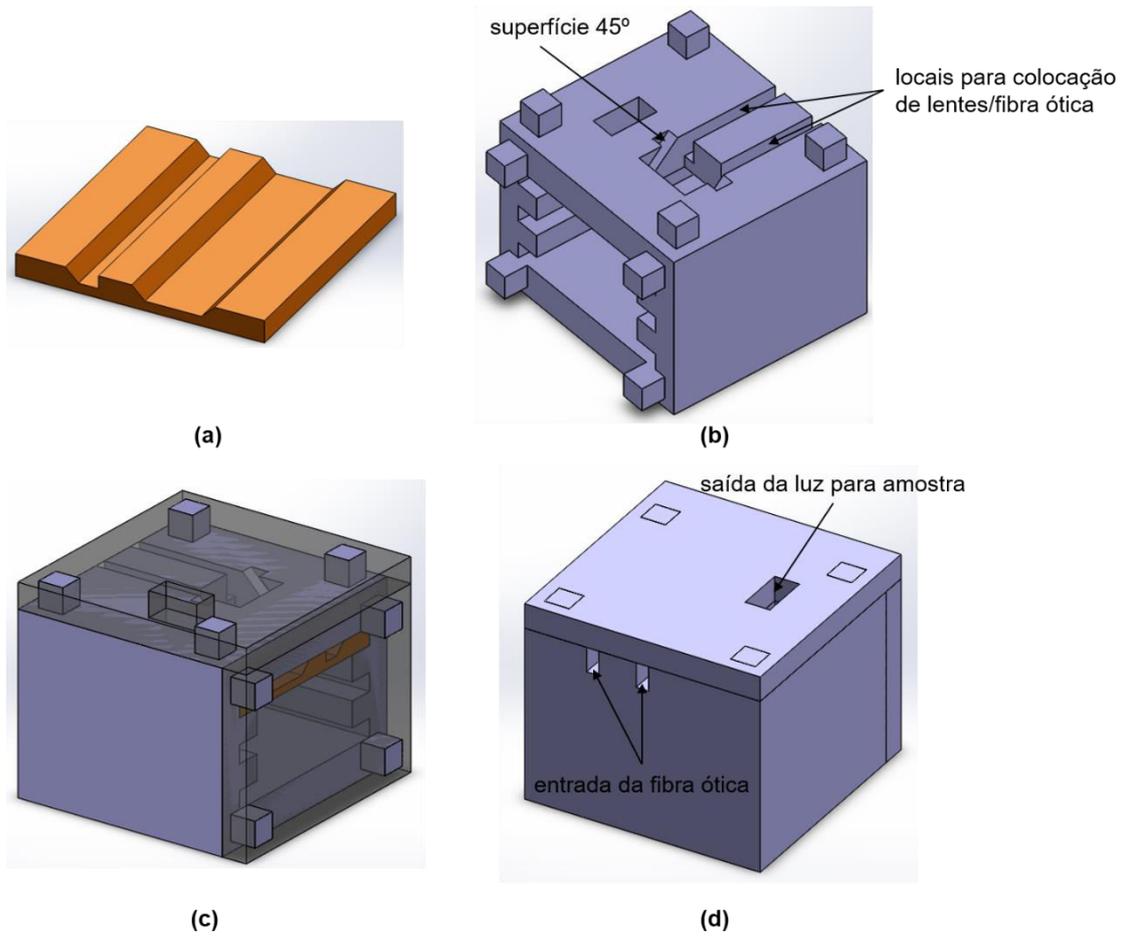
O processo de fabrico do MiniOCT permite dimensões reduzidas e baixos custos por unidade produzida. Realizou-se a integração de diferentes componentes micro óticos num único wafer. Esta tese de doutoramento representa os primeiros passos de miniaturização da técnica OCT utilizando tecnologias MEMS em wafers de vidro.

## 6.2 Trabalhos futuros

Face às dificuldades de alinhamento da fibra ótica para envio e recolha da luz do MiniOCT, a fim de se proceder à análise interferométrica, a integração do MiniOCT numa estrutura capaz de garantir este alinhamento é um dos principais desafios para trabalho futuro. A microestrutura deverá funcionar como interface entre o MiniOCT e as fibras óticas utilizadas para encaminhamento da luz da fonte ótica para o micro DFO e do MiniOCT para o sistema de deteção. O MiniOCT apresenta a facilidade de integração com este tipo de estruturas, devido à configuração de 45° nas superfícies dos microcomponentes. A estrutura de interface deve incluir locais destinados à colocação de lentes, por sua vez acopladas à fibra ótica. O uso de lentes garante maior percentagem de luz recolhida da análise interferométrica. A Figura 6.1 contém uma proposta da estrutura capaz de proporcionar a interface ente a fibra ótica e o MiniOCT.

Também como trabalho futuro é atrativo a miniaturização de outros componentes das montagens FD-OCT, recorrendo a tecnologias MEMS. Em particular a miniaturização do espectrómetro na abordagem SD-OCT, a inclusão de um espelho capaz de realizar o scan ótico na amostra.

Por fim, uma vez que a tecnologia OCT permite a obtenção da informação morfológica dos tecidos (imagem), a integração de outras técnicas que completem o diagnóstico dos tecidos é realmente promissora. Por exemplo, a junção da técnica de espectroscopia de Raman pode completar o diagnóstico morfológico realizado pela OCT, dado que permite a obtenção de uma análise molecular dos tecidos. Esta pode ser utilizada para discriminar o tipo de célula/tecido, tecidos doentes versus saudáveis e ainda mudanças no DNA.



**Figura 6.1** – proposta de interface entre a fibra ótica e o MiniOCT: (a) representação do MiniOCT; (b) estrutura proposta com dois locais para colocação de lentes/fibra ótica e uma superfície de 45° para colocação de um espelho que encaminhará a luz verticalmente para o micro DFO e recolhe a luz do espelho de saída do MiniOCT para a fibra ótica recetora; (c) interface com o MiniOCT incorporado, existem diferentes locais para a colocação do espelho de referência, de forma a variar a distância do percurso de referência; (d) a estrutura apresenta dois locais para a entrada de fibra ótica, e um local de saída da luz para a amostra a analisar.

## Anexos

---

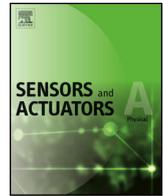
Artigos publicados em revistas internacionais, resultantes dos trabalhos desenvolvidos no âmbito deste doutoramento:

M. J. Maciel, C. G. Costa, M. F. Silva, A. C. Peixoto, R. F. Wolffenbuttel, and J. H. Correia, "A wafer-level miniaturized Michelson interferometer on glass substrate for optical coherence tomography applications," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 242, pp. 210–216, 2016.

M. J. Maciel, C. G. Costa, M. F. Silva, S. B. Gonçalves, A. C. Peixoto, A. Fernando Ribeiro, R. F. Wolffenbuttel, and J. H. Correia, "A 45° saw-dicing process applied to a glass substrate for wafer-level optical splitter fabrication for optical coherence tomography," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 26, no. 8, p. 084001, 2016.

M. J. Maciel, C. G. Costa, A. C. Peixoto, R. F. Wolffenbuttel, and J. H. Correia, "NIR micro beam-splitter by saw-dicing of glass substrate for Optical Coherence Tomography," *Procedia Eng.*, vol. 120, pp. 807–810, 2015.





# A wafer-level miniaturized Michelson interferometer on glass substrate for optical coherence tomography applications<sup>☆</sup>

M.J. Maciel<sup>a,\*</sup>, C.G. Costa<sup>a</sup>, M.F. Silva<sup>a</sup>, A.C. Peixoto<sup>a</sup>, R.F. Wolffenbuttel<sup>b</sup>, J.H. Correia<sup>a</sup>

<sup>a</sup> University of Minho, CMEMS-UMinho, Guimaraes, Portugal

<sup>b</sup> Delft University of Technology, Faculty of EEMCS, Delft, The Netherlands

## ARTICLE INFO

### Article history:

Received 30 November 2015

Received in revised form 7 March 2016

Accepted 7 March 2016

Available online 10 March 2016

### Keywords:

Micro beam splitter

Micro mirror

Optical coherence tomography

Saw-dicing technology

## ABSTRACT

The wafer-level fabrication of a Michelson interferometer using optical MEMS technologies is presented. The intended application is in Optical Coherence Tomography (OCT). The micro fabrication involves two steps: the 45° saw dicing of glass substrate and the subsequent deposition of a dielectric multilayer and metallic layers to obtain a beam splitter and waveguide micro mirrors, respectively. The Michelson interferometer was designed for use in the near-infrared range of 800–900 nm. A 50/50 non-polarized beam splitter was obtained with only four layers (using titanium dioxide and silicon dioxide). The micro mirrors for the required spectral range were fabricated by sputtering of chromium and gold layers. The dicing cuts, which were performed with a custom-made 45° dicing blade, resulted in smooth slopes. The surface's roughness is 19.76 nm at setting and can be reduced to approximately 50% with a soft additional dicing cut. The height of the 45° surfaces was approximately 400 μm, which is in accordance with the design. The micro Michelson interferometer can be easily integrated with other optical components into a complete OCT miniaturized system.

© 2016 Elsevier B.V. All rights reserved.

## 1. Introduction

The intrinsic advantage of non-invasive or minimally invasive techniques, such as reduced burden on the patient, has made this a general trend in medical technology of high potential. The objective of minimum invasiveness has significantly affected the design of medical tools, but has also become a key issue in biomedical imaging [1,2]. Whenever possible, an attempt is made to eliminate and substitute invasive methods by others that provide the same results with a reduced negative impact on the object being examined. Optical methods play an important role in modern medical imaging. Optical Coherence Tomography (OCT) is a recently introduced non-invasive optical real-time imaging technology for high-resolution and cross-sectional tomographic imaging [2,3]. The basic OCT concept was firstly presented by Huang et al. in 1991 [4]. The first in vivo OCT image was presented by Fercher et al., in 1993 [5]. From the first applications in ophthalmology [6], OCT has also penetrated into other medical fields, such as dermatology [7], endoscopy [8] and cardiology [9]. The operating principle is based on the interference between a signal from an object under investigation and

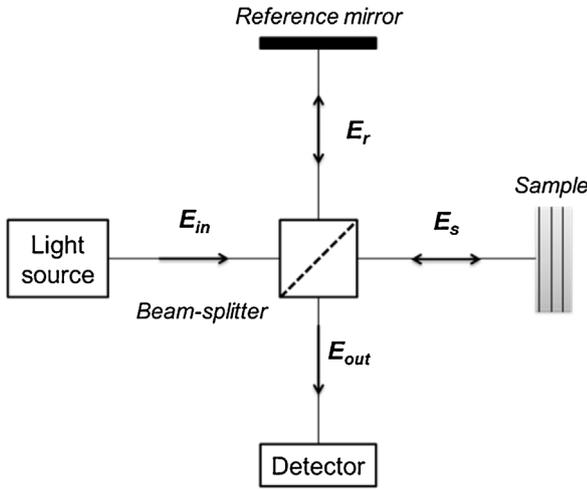
a local reference signal. The most-generic OCT concept is referred to as Low Coherence Interferometry (LCI), and makes use of near infrared (NIR) light to analyse biomedical samples [1,2,7,10,11]. LCI measures the echo time delay and the intensity of the backscattered light, by correlating it with the light that travels a known reference path [3,7]. The conventionally used configuration of LCI employs a Michelson interferometer for achieving the interference: a NIR light source emits a light wave to a beam splitter (BS) which splits this wave in half. The backscattered light from the sample arm interferes with the reflected light from the reference mirror in the BS, and the interference is finally detected at the interferometer output [3]. There are two approaches for implementing LCI in OCT: time-domain OCT (TD-OCT) and frequency domain OCT (FD-OCT). The latter one is more attractive, because there is no need of a moving reference mirror, which is an essential component in TD-OCT for depth scanning [2].

Current OCT systems available in clinical practice operate in FD-OCT. These systems are mainly used in ophthalmology. The use of OCT in biomedical applications is presently limited by its high cost and large instrument size. The integration of several complex optical devices as miniaturized components on a single microchip is a significant challenge in OCT development [12,13]. MEMS technologies offer a huge potential to achieve such a goal [14,15]. In this paper the wafer-level fabrication of a micro BS and micro mirrors is presented for use in the Michelson interferometer within an OCT configuration. The basic approach was already presented in

<sup>☆</sup> Selected papers presented at EUROSENSORS 2014, the XXVIII edition of the conference series, Brescia, Italy, September 7–10, 2014.

\* Corresponding author.

E-mail address: [marino.biom@gmail.com](mailto:marino.biom@gmail.com) (M.J. Maciel).



**Fig. 1.** Basic OCT configuration: Michelson interferometer with representation of variables  $E_{in}$ ,  $E_{out}$ ,  $E_r$  and  $E_s$ , which represent the optical fields in the input, output, reference and sample arms, respectively.

literature for application in the visible part of the spectrum [16]. However, the proposed prototype is designed for a wavelength range in the NIR region of electromagnetic spectrum, typically used in OCT imaging. The fabrication process is based on saw dicing of glass substrate and thin film deposition of a dielectric and metallic layers. The saw dicing process is well characterized for ensuring optimum conditions for the subsequent thin-film deposition. To the best of our knowledge this work represents the first step towards OCT miniaturization using optical MEMS technologies on a glass substrate. The proposed wafer-level Michelson interferometer can be easily integrated with a spectrometer in a complete spectral domain OCT system on a chip, representing the actual trend of scientific research in OCT miniaturization. Additionally, other optical components, such as a moving micro mirror in the sample arm to perform the sample scanning, can be added in the prototype, being an innovative potential of the current configuration.

## 2. OCT overview

### 2.1. Theoretical concepts

OCT is an interferometric technique based on the interference between two light waves: one from a reference mirror and another from the sample being examined [1]. This concept is represented in Fig. 1, with the basic Michelson interferometer used for OCT imaging. There are two approaches for implementing LCI for OCT imaging: TD-OCT and FD-OCT. FD methods can be implemented in two ways: (i) spectrometer based (SD-OCT) or (ii) by using a tunable laser or a swept-source (SS-OCT) [10].

#### 2.1.1. TD-OCT

The first OCT generation operated in the time domain, where the interference pattern is obtained by the displacement of a reference mirror [1,2]. A TD-OCT setup is equipped with an optical source and a Michelson interferometer, which contains a BS and a moving reference mirror [7,9,10]. The sample wave, which travels from the BS to the sample and back to the BS, traverses the sample arm. Similarly, the reference wave traverses a reference path from BS to the reference mirror and back to the BS. The optical path difference (OPD) can be defined as the difference between sample and reference path lengths (OPD = |sample path length – reference path length|). TD-OCT operation principle is based on partial coherence interferometry: the photo-detector only senses variations in the interference when the OPD is less than the coherence length of the

broadband source [7,10]. The TD-OCT interference pattern in each axial scan is given by the sum of two terms, assuming a lossless 50:50 split ratio BS.

$$I(\Delta Z) = \Gamma_0 + \Re \{ \Gamma(\Delta Z) \} \quad (1)$$

The output of an TD-OCT system (Eq. (1)) is a function of reference path length ( $\Delta Z$ ) by integrating it over the source spectrum [1]. The term  $\Gamma_0$  denotes only the contribution from self-interference, while the term  $\Gamma(\Delta Z)$  includes the contribution from the cross interference:

$$\Gamma_0 = \frac{1}{4} \int_{-\infty}^{+\infty} S(w) \cdot (|H(w)|^2 + 1) dw \quad (2)$$

$$\Gamma(\Delta Z) = \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{+\infty} H(w) S(w) \cos \{ \phi(\Delta Z) \} dw \quad (3)$$

$S(w) = |s(w)|^2$  is the intensity spectrum of the source and the function  $H(w)$  represents the overall reflection from all structures distributed in the  $z$  direction of the sample.  $\phi(\Delta Z)$  is the accumulated phase by translating the reference mirror with a geometric distance  $\Delta Z$  [1].

#### 2.1.2. SD-OCT

A SD-OCT setup makes use of a spectrometer in the detection system. As in TD-OCT configuration, a broadband source with short temporal coherence length is used in Michelson interferometer input. However, the depth information is obtained by spectral density measurement, using a spectrometer. The interference beam is dispersed by a diffraction grating and all the individual wavelength components are detected by an array detector [1,10,17]. The operation of a SD-OCT system is based on output demodulation of the optical spectrum. The axial depth scan is performed without a mechanical displacement of the reference mirror, as in TD-OCT configuration. Basically, the backscattered light from different depths in the sample overlaps with the reflected light from the reference mirror and results in a modulated spectrum. In order to reconstruct the structure of the measured object as a function of depth (i.e. the depth profile) in the direction of the light path, it is necessary to apply an inverse Fourier transformation to the modulated spectrum [2]. Since the reference mirror is at a fixed position,  $\Delta Z = 0$  and a perfect 50:50 BS is assumed, the detected frequency spectrum is obtained as follows:

$$I(w) = \frac{1}{4} S(w) \{ H(w) + 1 \}^2 \quad (4)$$

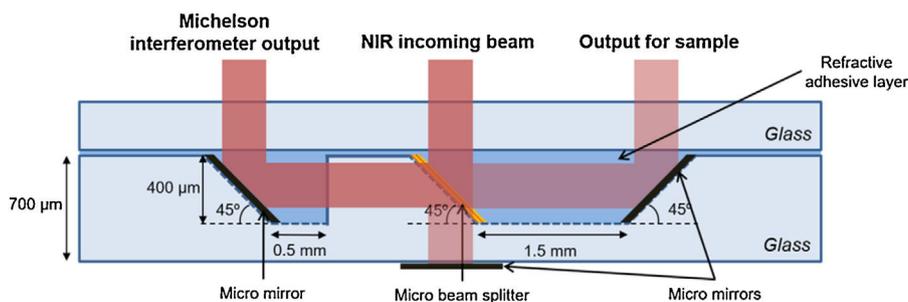
The main advantage of SD-OCT, as compared to TD-OCT, is that the depth profile ( $A$ -scan) is measured from a single spectrum, without the mechanical movement of the reference mirror. This allows a faster acquisition rate, using a line scan array [2,9,10].

#### 2.1.3. SS-OCT

In a SS-OCT configuration a narrowband source, such as a tunable laser, is used, instead of a broadband source. The tunable laser scans the entire operating spectrum during a specific time interval [10]. As in SD-OCT, no moving parts are required for depth profile scanning. This configuration requires rapidly tunable, narrow line-width lasers in combination with high-speed data-acquisition systems. The detection is made by single-point detectors, which allows high-speed detection: the signal is recorded by the detector when the laser is scanning over a specific wavelength. The recorded data is equivalent to the recorded data in a spectrometer. Consequently, as in the SD-OCT approach, an inverse Fourier transform provides the depth information [1,17].

**Table 1**  
OCT devices currently used in medicine for ophthalmologic diagnosis. Each device contains some technical details [19–25].

	Models	Principle	Scan speed (A-scans/s)	Scan depth (mm)	Axial resolution ( $\mu\text{m}$ )	Transverse resolution ( $\mu\text{m}$ )	OCT optical source 8(nm)
Heidelberg Engineering	Spectralis OCT	SD-OCT	40,000	1.9	3.9	14	870 SLD
	Spectralis HRA + OCT	SD-OCT	40,000	1.9	3.9	14	870 SLD
Nidek	OCT RS-3000 Advance	SD-OCT	53,000	2.1	7.0	20	880 SLD
	OCT RS-3000 Lite	SD-OCT	53,000	2.1	7.0	20	660
	Optos OCT-SLO	SD-OCT	–	2.0	6.0	20	830 SLD
Optovue	iVue SD-OCT	SD-OCT	26,000	2.0–2.3	5.0	15	840 +/- 10
	RTVue Premier	SD-OCT	26,000	2.0–2.3	5.0	8.0	840 +/- 10
Topcon	3D OCT-2000	SD-OCT	27,000	2.3	5.0–6.0	20	840 SLD
	DRI OCT-1 Atlantis	SS-OCT	100,000	–	8.0	20	1050
Zeiss	CIRRUS HD-OCT5000	SD-OCT	27,000	2.0	5.0	15	840 SLD
	CIRRUS HD-OCT500	SD-OCT	27,000	2.0	5.0	15	840 SLD



**Fig. 2.** The proposed micro Michelson interferometer for use in SD-OCT: a multilayer micro BS for 50/50 split ratio, plus metallic layers for beam waveguide mirrors. In order to avoid the deflection of the beam, the glass waveguide is filled with a refractive adhesive layer.

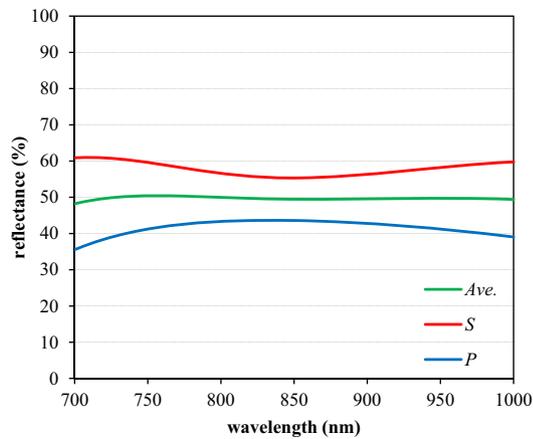
## 2.2. State-of-the-art and motivation

Table 1 provides key technical performance data on the macro OCT systems that are already available and used in medicine for ophthalmologic diagnosis. The typical state-of-the-art OCT operates in the frequency domain, either in the SD-OCT or the SS-OCT mode [13]. The standard use of OCT is currently limited by its high cost and the large dimensions of the instrument. The current dimensions of OCT systems range from a minimum size of 65.0 cm (L)  $\times$  46.0 cm (W)  $\times$  53.0 cm (H) (CIRRUS HD-OCT) to a maximum size of 178.0 cm  $\times$  117.8 cm (Spectralis HRA + OCT). The weight of the macro devices range from 28.0 to 36.0 kg. This size and weight range limits not only the local where the device operate (minimal dimensions required) but also the portability. Typically the cost of the OCT systems is about 30–70 k€ [18]. The miniaturization of OCT is an essential step and a real challenge for enabling the use of the technique in the biomedical domain. Micro-opto-electro-mechanical systems or simply optical MEMS have a huge potential to contribute for this goal. There is a great flexibility in the design and manufacture of optical devices on a wafer using well-established microfabrication technologies. With respect to the actual bulky optical mechanical systems used in OCT, optical MEMS technologies provide miniaturized systems, reduce weight and facilitate low unit cost fabrication, due to batch processing [14,15]. The fabrication and micro-assembly of different optical components into a micro Michelson interferometer, using microfabrication technologies, is the objective of this project. The objective is to realize a miniaturized portable OCT system. The prototype presented in this paper, which can easily be integrated in a micro OCT system, can be as small as 1 mm<sup>3</sup>.

## 3. Design and wafer-level fabrication

In this paper, a wafer-level micro Michelson interferometer is presented for use in SD-OCT configuration, which is the currently most-used configuration. The proposed configuration consists of a BS and metal mirrors that are micro-fabricated in a glass substrate, as shown schematically in Fig. 2.

The Michelson interferometer is micro fabricated in a glass substrate, which is covered with a special adhesive layer with a glass-matching refractive index in order to avoid additional reflections at the steep glass sidewalls in the light path. The optical principle of LCI is obtained with a micro BS and fixed micro mirrors. The micro BS is composed of a dielectric multilayer that is deposited on a 45° micro-diced surface. The use of a 45° surface allows horizontal and vertical splitting of the transmitted/reflected beams, which is preferable for future integration with a micro spectrometer in an integrated SD-OCT imaging microsystem. Subsequently, metallic layers are deposited for guiding the wave through the different arms of the Michelson interferometer. The reference micro mirror at the backside of the lower glass wafer is used to reflect the beam directly from the source after passing through the BS back to the BS, while the sample micro mirror, which is deposited on the 45° surface, returns the beam that is reflected from the sample, for sensing purposes. The returned beams from sample and reference mirror are recombined in the micro BS. The resulting spectrum due to interference at the BS is directed to a third 45° inclined micro mirror for final readout. The designed height of the micro structures is 400  $\mu\text{m}$ , the distance between the button of the micro BS and the sample micro-mirror is approximately 1.50 mm, but this distance can be easily changed. The micro-Michelson interferometer is designed and mounted in a 700  $\mu\text{m}$  thickness/ 4 inch diameter glass wafer (borosilicate).



**Fig. 3.** Reflectance (%) versus wavelength (nm) results of dielectric multilayer simulated in TFCalc™ for 50/50 split ratio in 800–900 nm NIR range.

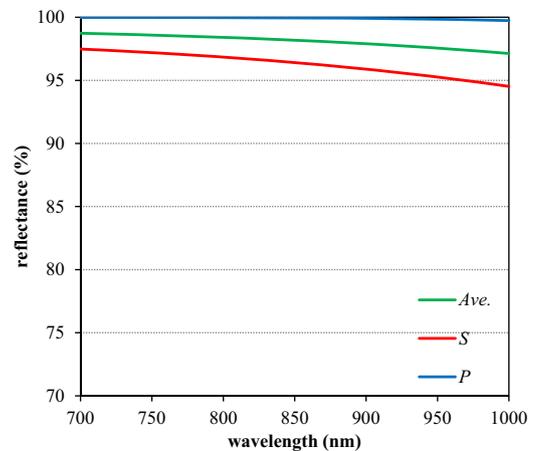
**Table 2**

TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub> multilayer optimized for 50/50 split ratio in NIR range. The required split ratio was obtained with only four layers. Layer 1 is the first above the glass substrate (1–4 from bottom to top).<sup>1</sup>

Layer	1	2	3	4
Material	TiO <sub>2</sub>	SiO <sub>2</sub>	TiO <sub>2</sub>	SiO <sub>2</sub>
Thickness (nm)	82	181	83	165

The micro Michelson interferometer was designed for the 800–900 nm spectral range, which is the typical NIR range used in OCT systems for ophthalmologic applications, as can be concluded from Table 1. Consequently, the NIR incoming beam should be guided by an optical fibre; the output environment of the Michelson interferometer should be represented by the refractive index of the sample being examined; the output for readout purposes will be connected to a spectrometer, for final reading. The micro BS was designed as a multilayer optical thin-film filter structure and optimized for a wavelength-independent 50/50 non-polarized split ratio, which was simulated in the software tool TFCalc™ 3.5. This split should be wavelength independent over the required spectrum (800–900 nm). Moreover, the multilayer should be tolerant to fluctuations in the (optical) layer thickness, which implies a minimum numbers of layers to be used. A combination of low and high refractive index materials was used to obtain the required split ratio. Silicon dioxide (SiO<sub>2</sub>) and titanium dioxide (TiO<sub>2</sub>) were the materials chosen for the implementation of the low and high refractive indexes, respectively. An incident angle of 45° and a NIR illuminant were defined in TFCalc™ 3.5. To optimize the results in the required range, a continuous target was defined to obtain a 50% transmittance in S and P polarizations. After optimization, an average split ratio of 50/50 was obtained in the required NIR range with only four layers of TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub>. Fig. 3 shows the reflectance of the dielectric layer, which is summarized in Table 2. In the NIR range used in OCT applications (800–900 nm), an average reflectance of 49.58% was obtained with this multilayer design.

The micro mirror performance was simulated using the same tool setting. Gold (Au) is the most suitable metal for use as reflector in the NIR. A combination of chromium (Cr) and gold (Au) was used for good adhesion on glass substrate. Fig. 4 shows the reflectance simulations in TFCalc™ with a 50/250 nm thickness of Cr/Au. It can be observed that the reflectance is higher than 95% in the complete NIR range (800–900 nm). An average reflectance of 97.90%



**Fig. 4.** Reflectance (%) versus wavelength (nm) results of Cr/Au micro mirror simulated in TFCalc™ for NIR range.

was obtained, which confirms the high reflectance of the proposed micro mirrors.

The wafer-level fabrication of the proposed micro Michelson interferometer is based on two main steps: the saw dicing micro-machining of glass substrate and the deposition of the dielectric and metallic layers. Fig. 5 shows the different steps of micro fabrication. The glass substrate (borosilicate glass; thickness = 700 μm; diameter = 4 in.; 2-side polished) was first micro-machined using an automatic Disco DAD 2H/6T dicing saw, which permits high precision cuts for miniaturized applications. For the required 45° surface, a custom-made dicing blade was used. The combination of diamond grit size and cutting speed plays a major role in determining the surface finish quality. Different dicing blades and cutting speeds were tested to obtain the best roughness. The horizontal cuts were carried out by conventional rectangular shape dicing blades. The spindle speed of the dicing saw was maintained at a minimum value of 30,000 rpm, which is preferable for a better surface finished roughness. Apart of this, the use of dicing blades with high grit sizes in a glass substrate, also affect the choice for the use of the lowest spindle speed.

The second part of the fabrication process is the deposition of a dielectric multilayer and metallic layers to obtain the micro BS and the waveguide micro mirrors, respectively. The deposition of dielectric multilayer was performed by RF magnetron sputtering technique 13.56 MHz. For TiO<sub>2</sub> deposition, a high purity (99.7%) Ti-metal target was used. The reactive RF magnetron sputtering was performed with an atmosphere of argon plus oxygen (Ar + O<sub>2</sub>). A gas flow of 10 and 20 sccm were used for sputtering (Ar) and reactive (O<sub>2</sub>) gases, respectively. For SiO<sub>2</sub> deposition, a very high purity target of SiO<sub>2</sub> was used (99.9995%). RF magnetron sputtering was achieved with a sputtering gas (Ar) flow rate of 15 sccm. The Cr thin film was deposited by the electron beam technique, using Cr pellets placed inside a crucible based in graphite. The Au layer was deposited by thermal evaporation with gold pellet placed in the boat heater.

After the deposition of the dielectric multilayer and metallic layers, the fabrication process ends with the filling of a refractive adhesive layer that glue the glass substrate with the top glass cover.

#### 4. Results and discussion

The saw dicing process was first optimized in order to select the dicing blade and cutting speed that allow the best surface roughness. Different blades with different grit sizes were tested. Fig. 6 shows two particular cuts, which are used for profilometer roughness analysis. The measurements were carried out by a profilometer

<sup>1</sup> The refractive indexes of SiO<sub>2</sub> and TiO<sub>2</sub> used in the simulation were measured by Lemarchand [26] and Devore [27].

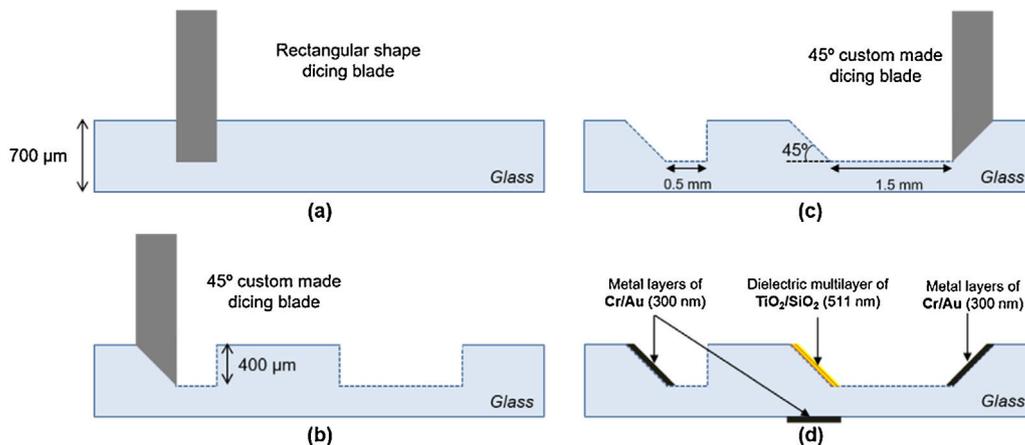


Fig. 5. Wafer-level fabrication steps of the proposed micro Michelson interferometer for OCT applications: (a)–(c) saw dicing of glass substrate plus (d) thin film deposition of a dielectric multilayer and metallic layers.

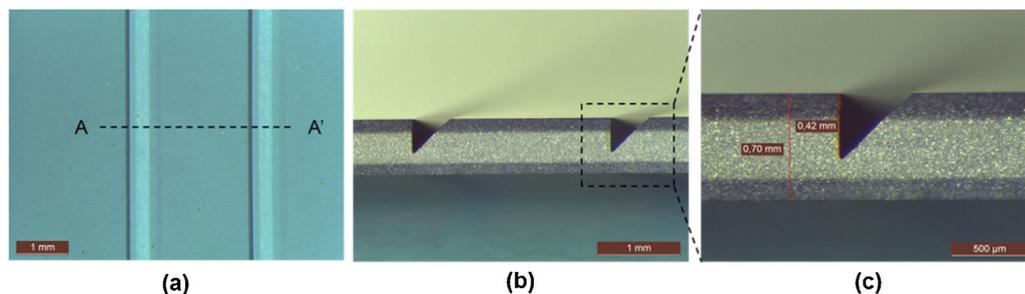


Fig. 6. Optimization of 45° saw dicing process of glass substrates: (a) top view; (b) cross section photographs of two dicing cuts using a 45° custom-made dicing blade; (c) cross section view of a particular cut, the height of the 45° inclined surface is 0.42 mm.

**Table 3**  
Roughness mean of the different glass cuts with the blades *B1V863S3 SD800L50MT38* 54 × 0.5 × 40 × 45° and *B1V863S3 SD1200L50MT38* 54 × 0.5 × 40 × 45° at different cutting speeds. The mean roughness at different cutting speeds is represented in the graphic of Fig. 8.

RMS roughness measurements (nm)			
cutting speed (mm/s)	0.30	0.50	0.80
Blade <i>B1V8 SD800</i>	25.21	28.24	39.57
Blade <i>B1V8 SD1200</i>	19.76	26.72	31.08

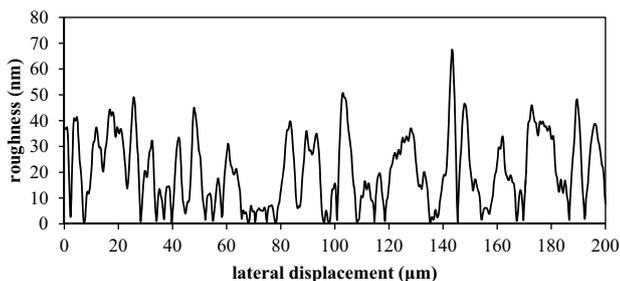


Fig. 7. For a selected dicing cut at 0.3 mm/s, the roughness measurements in a lateral displacement of 200 μm. The mean value of roughness for this specific sample is 20.60 nm. The cut was performed with the blade *B1V863S3 SD1200L50MT38* 54 × 0.5 × 40 × 45°.

Dektak model 150 with a 12.5 μm radio stylus, using a force of 3 mg. Table 3 contains the roughness results using two 45° custom-made dicing blades with grit sizes of #800 and #1200. Three different cutting speeds were examined (0.30; 0.50 and 0.80 mm/s). A single measurement can be visualized in Fig. 7, for the custom made blade

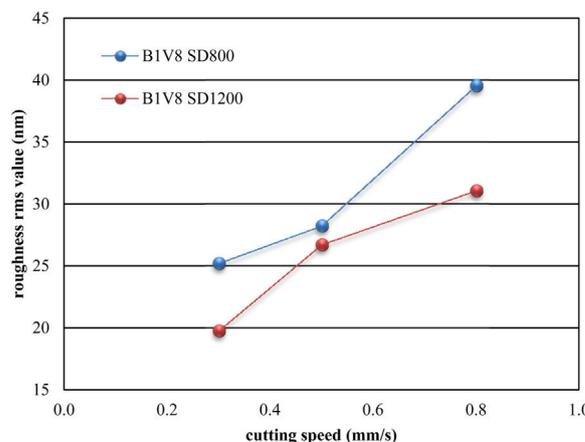
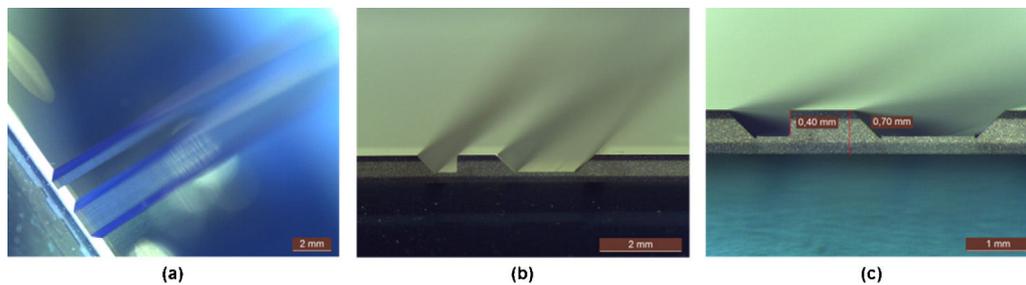


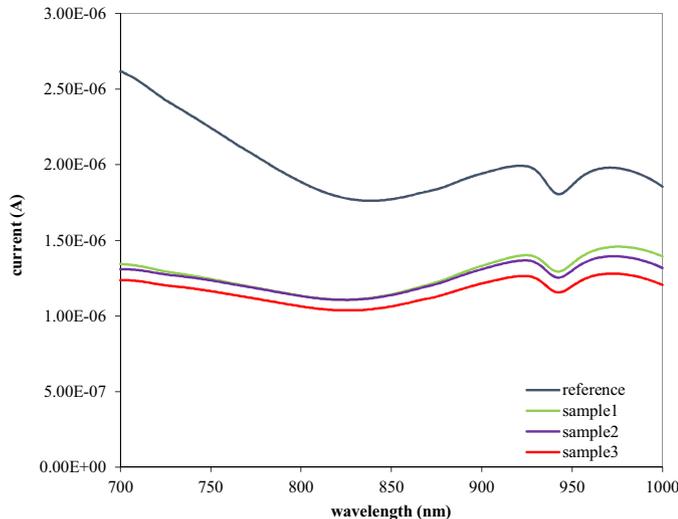
Fig. 8. Roughness comparison between the two custom made blades with the reference *B1V863S3 SD800L50MT38* 54 × 0.5 × 40 × 45° and *B1V863S3 SD1200L50MT38* 54 × 0.5 × 40 × 45°.

with the reference *B1V863S3 SD1200L50MT38* 54 × 0.5 × 40 × 45°. Table 3 contains the mean roughness (rms value) of six different measurements, which can be compared in Fig. 8.

From the roughness analysis it can be concluded that the combination of dicing blade grit size and cutting speed has a significant influence on the quality of the final surface. The dicing cuts that were carried out with the same dicing blades show a reduced roughness at decreased cutting speed, as can be concluded from Fig. 8. A lowest roughness of 19.76 nm (rms value) was obtained at 0.3 mm/s, by using the blade with larger grit size. The microscopic photographs obtained with a Leica M80™ stereo microscope and



**Fig. 9.** The final micro structure obtained after 45° saw dicing process performed with an automatic Disco DAD 2H/6T dicing saw: (a) top view; (b) cross section view; (c) height measurement of the grooves.



**Fig. 10.** Current (A) versus wavelength (nm) measurements for three different BS samples, with an incident angle of 45°. The samples measurements can be compared with the reference.

processed in Leica LAS<sup>TM</sup> software shows a height of the inclined surface of 0.42 mm, approximately. This implies a re-adjustment of the z-index defined in the cut parameters, which depends on the thickness of the mounting/dicing tape. This tape has an adhesive layer on the top, where the glass wafer is placed and attached during the cutting process. The thickness of the tape should be taken into account during the z-index definition to achieve the required height of 400  $\mu\text{m}$ . The final microstructure obtained after 45° saw dicing process is presented in Fig. 9. An average angle (rms value) of 45.07  $\pm$  0.20° was obtained in the final tilted surfaces, which is very close to the theoretical value expected. The smooth of horizontal and 45° tilted surfaces can be visualized in the different photographs. The obtained height of the grooves was 400  $\mu\text{m}$ , which is in accordance to the design. The distance between the 45° surfaces for micro BS and micro mirrors is approximately 2.0 mm to facilitate the future optical characterization of the final interference with the micro Michelson interferometer.

After fabrication of the dielectric multilayer by RF magnetron sputtering, this was characterized in terms of transmittance, using a monochromator. Three different samples, fabricated in the same conditions, were tested. The samples were conveniently positioned to guarantee an incident angle of 45°, as simulated and optimized in the TFCalc<sup>TM</sup> software. Before measurements of the current that passes through the inclined samples in the monochromator, a reference current was measured in the same conditions to calculate the transmittance values. It can be observed from Fig. 10 the current versus wavelength measurements for the three samples.

A minimal transmittance of 56.4% was obtained in the NIR region projected to the proposed micro BS (800–900 nm). The transmittance results present a small deviation from the theoretical simulation, which can be explained by the deposition conditions between the sputtering and pre sputtering phases. However, these results proved the beam splitting concept in the NIR range with a dielectric layer of TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub>.

Concerning to the metal mirrors, the reflectance is higher than 95%. The thin layer of Cr proved to be the best solution to guarantee a good adhesion between the glass substrate and the Au layer. The AFM results show an approximate RMS roughness of 5.2 nm for a gold mirror 250 nm thick.

## 5. Conclusions

This paper reports a simple and novel fabrication method of a micro Michelson interferometer based on saw dicing of glass substrate and on deposition of dielectric and metallic layers. The intended application is for OCT, which makes use of this interferometer to obtain information about the biological samples. A NIR range of 800–900 nm was chosen for the presented prototype. The design and simulations confirm the viability of the basic concept and show that is possible to obtain a 50/50 non-polarized micro BS with only four layers of TiO<sub>2</sub> and SiO<sub>2</sub>. A 250 nm thick Au layer sputtered on top of a 50 nm thick sputtered Cr layer for adhesion purposes results in a high-performing micro mirror on glass substrate for use in the required range. The saw dicing results with a cutting speed of 0.3 mm/s and the finest grit size blade showed the lowest roughness at 19.76 nm, which is a crucial factor for limiting scattering at the thin film.

The huge potential of MEMS technologies for fabrication of the proposed micro prototype has been demonstrated. The fabrication method is based on only two steps, using well-established micro-fabrication technologies, which allow reduced weight and low unit cost. In conclusion, the integration of different micro optical components in a single wafer was possible with the proposed fabrication method. Additionally, by changing the dielectric multilayer of the BS, it is possible to obtain different split ratios for different OCT applications and NIR ranges. This work represents a significant step towards OCT miniaturization using MEMS technologies. The future motivation is the integration of the miniaturized Michelson interferometer with a micro spectrometer to obtain a complete SD-OCT micro system.

## Acknowledgements

This work is supported by FCT with the reference project UID/EEA/04436/2013, by FEDER funds through the COMPETE 2020 – Programa Operacional Competitividade e Internacionalização (POCI) with the reference project POCI-01-0145-FEDER-006941.

Marino Maciel was fully supported by the Portuguese Foundation for Science and Technology under grant SFRH/BD/95706/2013.

## References

- [1] P.H. Tomlins, R.K. Wang, Theory, developments and applications of optical coherence tomography, *J. Phys. D: Appl. Phys.* 38 (15 August) (2005) 2519–2535.
- [2] M. Wojtkowski, High-speed optical coherence tomography: basics and applications, *Appl. Opt.* 49 (June 16) (2010) D30–61.
- [3] J.G. Fujimoto, Optical coherence tomography, *Appl. Phys.* 2147 (July 01) (2001) 1099–1111.
- [4] D. Huang, E.A. Swanson, C.P. Lin, J.S. Schuman, W.G. Stinson, W. Chang, M.R. Hee, T. Flotire, K. Gregory, C.A. Puliafito, J.G. Fujimoto, Optical coherence tomography, *Science* 254 (1991) 1178–1181.
- [5] A. Fercher, C. Hitzenberger, W. Drexler, G. Kamp, H. Sattmann, In vivo optical coherence tomography, *Am. J. Ophthalmol.* 116 (1) (1993) 113–114.
- [6] M.L. Gabriele, G. Wollstein, H. Ishikawa, J. Xu, J. Kim, L. Kagemann, L.S. Folio, J.S. Schuman, Three dimensional optical coherence tomography imaging: advantages and advances, *Prog. Retinal Eye Res.* 29 (6) (2010) 556–579.
- [7] T. Gambichler, V. Jaedicke, S. Terras, Optical coherence tomography in dermatology: technical and clinical aspects, *Arch. Dermatol. Res.* 303 (7) (2011) 457–473.
- [8] X. Mu, W. Sun, H. Feng, A. Yu, K.W.S. Chen, C.Y. Fu, M. Olivo, MEMS micromirror integrated endoscopic probe for optical coherence tomography bio-imaging, *Sens. Actuators A: Phys.* 168 (1) (2011) 202–212.
- [9] R. Hamdan, R.G. Gonzalez, S. Ghostine, C. Caussin, Optical coherence tomography: from physical principles to clinical applications, *Arch. Cardiovasc. Dis.* 105 (October 10) (2012) 529–534.
- [10] A.G. Podoleanu, Optical coherence tomography, *J. Microsc.* 247 (September 3) (2012) 209–219.
- [11] B. Pottsaid, I. Gorczynska, V.J. Srinivasan, Y. Chen, J. Jiang, A. Cable, J.G. Fujimoto, Ultrahigh speed spectral/fourier domain OCT ophthalmic imaging at 70,000–312,500 axial scans per second, *Opt. Express* 16 (19) (2008) 15149–15169.
- [12] G. Yurtsever, P. Dumon, W. Bogaerts, R. Baets, Integrated photonic circuit in silicon on insulator for fourier domain optical coherence tomography, *Procedia SPIE* 7554 (2010) 1–5.
- [13] B.I. Akca, B. Považay, A. Alex, K. Wörhoff, R.M. De Ridder, W. Drexler, M. Pollnau, Miniature spectrometer and beam splitter for an optical coherence tomography on a silicon chip, *Opt. Express* 21 (14) (2013) 16648–16656.
- [14] Y.M. Sabry, D. Khalil, T. Bourouina, Monolithic silicon-micromachined free-space optical interferometers onchip, *Laser Photonics Rev.* 9 (1) (2015) 1–24.
- [15] R.F. Wolffenbuttel, MEMS-based optical mini- and microspectrometers for the visible and infrared spectral range, *J. Micromech. Microeng.* 15 (7) (2005) S145–S152.
- [16] M. Baranski, S. Bargiel, N. Passilly, B. Guichardaz, E. Herth, C. Gorecki, C. Jia, J. Frömel, M. Wiemer, Wafer-level fabrication of microcube-typed beam-splitters by saw-dicing of glass substrate, *IEEE Photonics Technol. Lett.* 26 (1) (2014) 100–103.
- [17] M. Ali, R. Parlapalli, Signal processing overview of optical coherence tomography systems for medical imaging, *Texas Instrum. (June)* (2010) 1–22.
- [18] Rebecca C. Jernigan, BioPhotonics: bringing light to the life sciences Is OCT Worth It?, [Online], 2009 (Available: <http://www.photonics.com/Article.aspx?PID=1&VID=43&IID=296&Tag=Features&AID=36339>). [Accessed: 18-Feb-2016].
- [19] Heidelberg Engineering GmbH ©, “Heidelberg Engineering – Products – SPECTRALIS,” [Online], 2015, Available: <http://www.heidelbergengineering.com/international/products/spectralis/>. [accessed: 11.11.15].
- [20] NIDEK CO., Optical Coherence Tomography: RS-3000 Advance/Lite—Wide Area Scan OCT, Tokyo, Japan, 2012.
- [21] Optovue-Inc, Optovue—products, [Online], 2015, Available: <http://www.optovue.com/products/>. [accessed: 11.11.15].
- [22] Optus®, Provide your patients an indepth retinal health picture/OptosOCT SLO, Scotland, United Kingdom, 2013.
- [23] TOPCON®, Optical Coherence Tomography 3D OCT-2000, Oakland, New Jersey, 2010.
- [24] TOPCON®, DRI OCT-1 See, Discover, Explore, Tokyo, Japan, 2012.
- [25] Carl Zeiss Meditec, Cirrus™ HD-OCT 5000 and 500: Technical Specifications. Jena, Germany, 2010.
- [26] Lemarchand, “Optical constants of SiO<sub>2</sub> (Silicon dioxide, Silica, Quartz),” [Online], Available: <http://refractiveindex.info/?shelf=main&book=SiO2&page=Lemarchand>. [accessed 10.01.16].
- [27] Devore Optical constants of TiO<sub>2</sub> (Titanium dioxide), [Online], Available: <http://refractiveindex.info/?shelf=main&book=TiO2&page=Devore-o>. [accessed 10.02.16].

## Biographies

**Marino de Jesus Maciel** received the Degree in Biomedical Engineering (Integrated Masters) with the major in Medical Electronics from University of Minho, Braga, Portugal, in 2012. He is currently a PhD student at University of Minho. His professional interests include optical design and optical MEMS fabrication for biomedical applications.

**Catarina Gonçalves Costa** received the Degree in Biomedical Engineering (Integrated Masters) with the major in Medical Electronics from University of Minho, Braga, Portugal, in 2012. She is currently a researcher at University of Minho and has been dedicated to medical devices and the improvement of its functions. Her scientific interests are optical design, microfabrication, biosensors and medical imaging.

**Manuel Fernando Silva** graduated in 2008, in Informatics, at the Polytechnic Institute of Cávado and Ave, Barcelos, Portugal. In 2010, he obtained his MSc degree on Micro/Nanotechnologies at the University of Minho, Guimarães, Portugal. His past work focused on thermoelectric materials and in the design and fabrication of energy harvesting systems for stand-alone microsystems. Currently, he is in the University of Minho, Guimarães, Portugal, working towards the PhD in Industrial Electronics. Since 2011, he is involved in the research of optical microsystems and materials technology for application on medical devices.

**Alexandre Coumiotis Peixoto** graduated in Electrical Engineering at University of Trás-os-Montes e Alto Douro, Vila Real, Portugal, in 2008. He obtained the Master's degree in Electrical Engineering at the same institution, in 2010. Presently, he is pursuing a PhD on Biomedical engineering at University of Minho, Guimarães, Portugal.

**Reinoud F. Wolffenbuttel** received a MSc degree in 1984 and a PhD degree in 1988, both from the Delft University of Technology, Delft, The Netherlands. Between 1986 and 1993 he has been an Assistant Professor and since 1993 he has been an Associate Professor at the Laboratory of Electronic Instrumentation of the Delft University of Technology. He is involved in instrumentation and measurement in general and on-chip functional integration of microelectronic circuits and silicon sensor, and micromachining in silicon and microsystems in particular. Dr. Wolffenbuttel was the recipient of a 1997 NWO pioneer award. He served as General-Chairman of Eurosensors in 1999 and as Chairman of the MME steering committee between 2003 and 2008.

**José Higo Correia** graduated in Physical Engineering from University of Coimbra, Portugal, in 1990. In 1999, he obtained the PhD degree from the Laboratory for Electronic Instrumentation, Delft University of Technology, Delft, The Netherlands, working in the field of microsystems for optical spectral analysis. He is currently a Full Professor with the Department of Industrial Electronics, University of Minho, Portugal. Since 2013, he is the coordinator of the CMEMS-UMinho (Center Micro-ElectroMechanical Systems), University of Minho, Guimarães, Portugal. He was the General-Chairman of Euro sensors in 2003 and MME in 2007. His professional interests are in micromachining and microfabrication technology for mixed-mode systems, solid-state integrated sensors, micro actuators and microsystems. He is also a Member of the IEEE Industrial Electronics Society.



A 45° saw-dicing process applied to a glass substrate for wafer-level optical splitter fabrication for optical coherence tomography

This content has been downloaded from IOPscience. Please scroll down to see the full text.

View [the table of contents for this issue](#), or go to the [journal homepage](#) for more

Download details:

This content was downloaded by: mjmaciell

IP Address: 193.137.92.120

This content was downloaded on 22/07/2016 at 14:01

Please note that [terms and conditions apply](#).

# A 45° saw-dicing process applied to a glass substrate for wafer-level optical splitter fabrication for optical coherence tomography

M J Maciel<sup>1</sup>, C G Costa<sup>1</sup>, M F Silva<sup>1</sup>, S B Gonçalves<sup>1</sup>, A C Peixoto<sup>1</sup>,  
A Fernando Ribeiro<sup>1</sup>, R F Wolffenbuttel<sup>2</sup> and J H Correia<sup>1</sup>

<sup>1</sup> University of Minho, CMEMS-UMinho, Guimaraes, Portugal

<sup>2</sup> Delft University of Technology, Faculty of EEMCS, Delft, The Netherlands

E-mail: [id4952@alunos.uminho.pt](mailto:id4952@alunos.uminho.pt) (M J Maciel)

Received 26 December 2015, revised 25 January 2016

Accepted for publication 28 January 2016

Published 22 July 2016



## Abstract

This paper reports on the development of a technology for the wafer-level fabrication of an optical Michelson interferometer, which is an essential component in a micro opto-electromechanical system (MOEMS) for a miniaturized optical coherence tomography (OCT) system. The MOEMS consists on a titanium dioxide/silicon dioxide dielectric beam splitter and chromium/gold micro-mirrors. These optical components are deposited on 45° tilted surfaces to allow the horizontal/vertical separation of the incident beam in the final micro-integrated system. The fabrication process consists of 45° saw dicing of a glass substrate and the subsequent deposition of dielectric multilayers and metal layers. The 45° saw dicing is fully characterized in this paper, which also includes an analysis of the roughness. The optimum process results in surfaces with a roughness of 19.76 nm (rms). The actual saw dicing process for a high-quality final surface results as a compromise between the dicing blade's grit size (#1200) and the cutting speed (0.3 mm s<sup>-1</sup>). The proposed wafer-level fabrication allows rapid and low-cost processing, high compactness and the possibility of wafer-level alignment/assembly with other optical micro components for OCT integrated imaging.

Keywords: optical coherence tomography, 45° saw-dicing technology, glass roughness, MOEMS

(Some figures may appear in colour only in the online journal)

## Introduction

Microelectromechanical systems (MEMS) are miniaturized integrated devices or systems that combine electrical and mechanical components. Micro opto-electromechanical systems (MOEMS) are a special class of MEMS, which adds sensing and manipulation of optical signals in a very small device [1, 2]. Examples of MOEMS applications include: micro-mirrors [3], micro beam-splitters (MBS) in micro interferometers [4, 5], optical scanners [6], scanning micro-mirrors

[7, 8] and micro spectrometers [9]. The merits of MOEMS fabrication, as compared to conventionally fabricated bulky opto-electromechanical systems, are: miniaturized dimensions, reduced weight and high speed of operation. Moreover, the use of photolithography on wafers enables batch production of large numbers of identical devices, which results in low unit cost. Finally, a CMOS compatible MOEMS process would enable on-chip integration of optical component and readout, thus resulting in highly compact systems that are robust and have integrated intelligence [2, 5]. The technology

presented in this paper is based on the use of a glass substrate, hence, is not aiming on a single-wafer CMOS-compatible MOEMS.

The early application areas of MOEMS were in optical communication and micro-mirror arrays [10]. The current directions are mainly on the use in miniaturized instruments and devices for biology, medicine, chemistry and physics [5]. This trend towards the miniaturization of optical sub-systems has significantly affected the design of medical tools, but has also become a key issue on biomedical imaging. Miniaturization of medical devices has made minimally invasive and non-invasive techniques possible. The merits of such approaches for examining a patient are: the reduced side effects, by inserting a much smaller tool or no tool at all, and the portability, which is limited considering the bulky devices. A modern medical imaging technique to which this technological development has been particularly beneficial is optical coherence tomography (OCT) [11]. MOEMS has started to play an important role in the development of OCT miniaturized systems. At the core of these applications is light interferometry, which is a key optical phenomenon for which the miniaturized scanning interferometers are the controlling manipulating devices [3, 5, 6, 12].

OCT is an optical imaging modality that enables the reconstruction of the cross-sectional view of biological tissue, by measuring the echo time delay and magnitude of back-reflected light. OCT is comparable to ultrasound imaging, but makes use of near infrared (NIR) light instead of acoustic waves [11, 13–15]. The OCT concept was firstly presented by Hung *et al*, in 1991 [16] and the first *in vivo* image was presented by Fercher *et al* in 1993 [17]. As the propagation velocity of light is much higher than that of sound, the direct measurement of the echoes cannot be performed electronically, as in ultrasound imaging. Therefore, the operation principle of OCT is based on the interference between two signals: one from the object under investigation and another from a local reference. This concept is referred as low-coherence interferometry (LCI) [11, 13]. In LCI, the light back-reflected from inside a specific object under investigation is measured by correlating it with light that has travelled a reference path of well-known length. The conventionally used configuration of LCI for OCT applications employs the Michelson interferometer for interfering the two light beams. A NIR source emits a light wave to a beam-splitter (BS), which divides the light into two waves. One part travels to a reference mirror, which reflects the light wave directly back to the BS. The second wave travels to the sample being analysed. Depending on the optical properties of the sample, light can be absorbed, refracted and reflected. The back-reflected light from the sample interferes with the reflected light from the reference mirror, and the interference is finally detected with a detector system at the output of the Michelson interferometer.

There are two approaches for implementing LCI in OCT: time domain (TD-OCT) and frequency domain (FD-OCT), as represented in figure 1. The FD-OCT approach can be implemented in two system configurations: based on a spectrometer (SD-OCT), or based on a swept source or tunable laser (SS-OCT). Although the initial OCT generations were operated

in TD, present systems are operated in the FD, because the need of a moving mirror, which is an essential component in TD-OCT for depth scanning, is avoided [11, 13, 14, 18].

State-of-the-art systems are bulky and are operated as FD-OCT, using either a spectrometer or a tunable laser [19]. These systems are mainly used in clinical practice, particularly in ophthalmology [20]. This paper is intended to contribute to the current trend of scientific research towards OCT miniaturization using MOEMS technologies [6, 21], which would make the concept suitable for application in other medical fields, such as endoscopy [22] and dermatology [19].

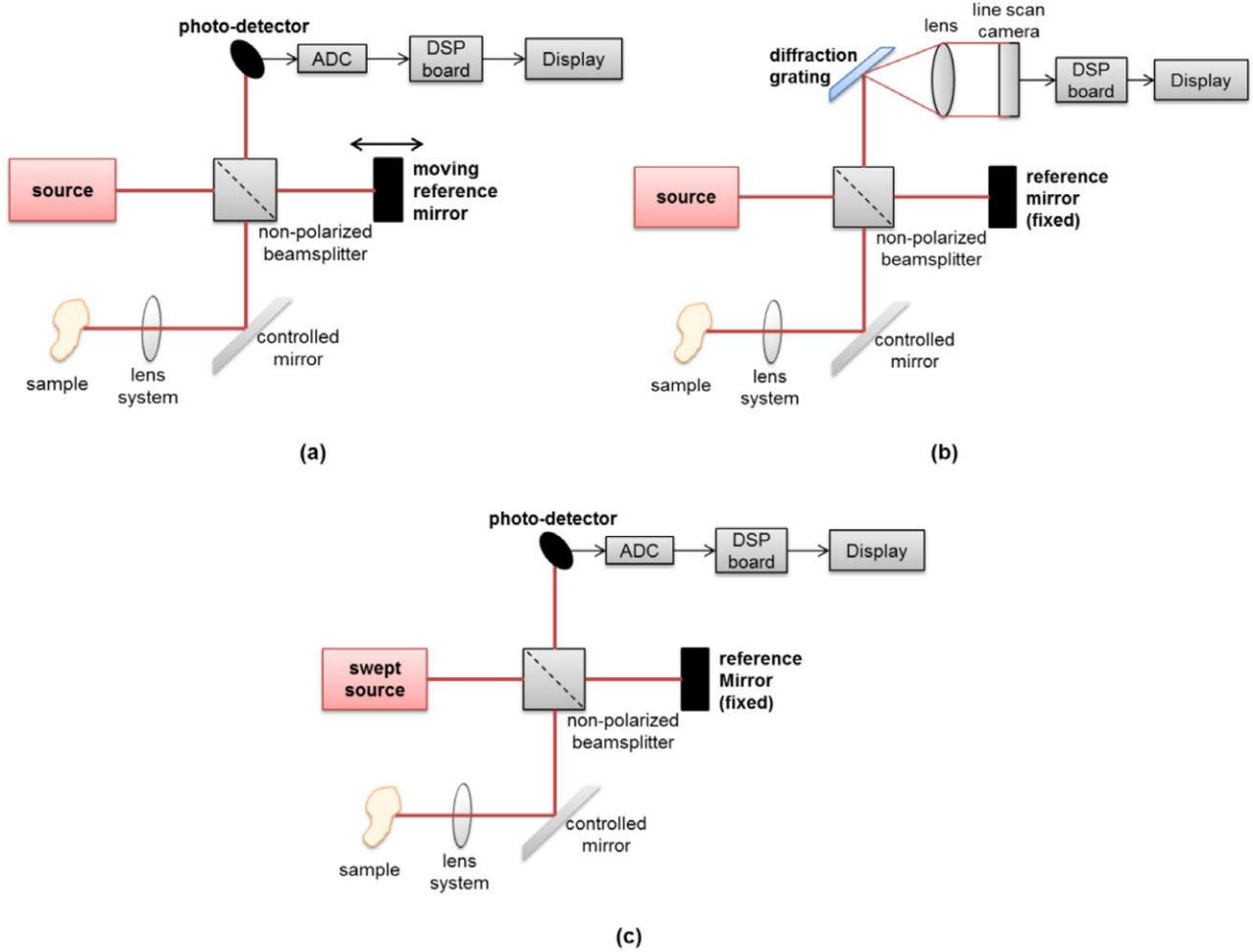
The 45° saw dicing process is introduced in this paper and optimized for the fabrication of the optical components that are required in a micro Michelson interferometer for use in a complete FD-OCT system. The wafer-level fabrication is based on two simple MEMS technologies: the saw dicing of a glass substrate, using custom made dicing blades, and thin film deposition of a dielectric multilayer and metallic layers. A similar 45° saw dicing process of glass wafer was already presented in literature [23–25]. To the best of our knowledge, this is the first attempt for using such a technology for OCT applications.

## Methods

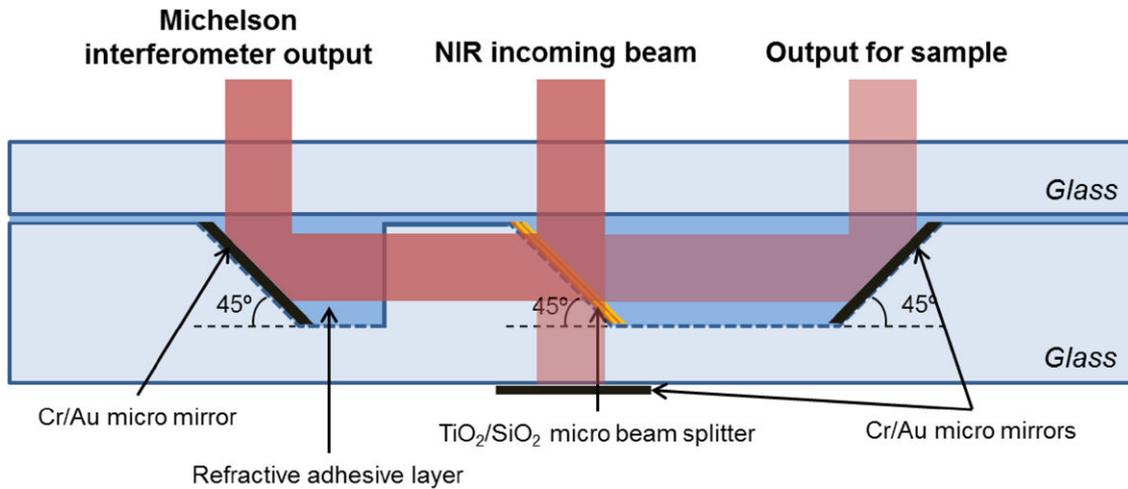
### *Design and architecture*

The micro Michelson interferometer is obtained with a micro BS and micro mirrors, as presented in figure 2. This MOEMS prototype is intended for the NIR range of 800–900 nm, which is typically used in FD-OCT applications. The use of 45° surfaces is selected for enabling lateral propagation of the reflected light beams, which enables vertical and horizontal separation of the incident beam and would simplify future integration with other micro optical components [24–27]. The wafer level dicing of glass substrate is carried out by custom-made 45° dicing blades. As is demonstrated in figure 1, a dielectric multilayer is deposited onto the central 45° surface, which allows the splitting of the incident beam. Additionally, metal layers are deposited onto two other 45° surfaces for operation as micro-mirrors for sensing purposes and for directing the light beam to the output of the Michelson interferometer. Another micro-mirror is deposited at the bottom of micro BS for defining the reference path by reflecting the beam directly from the optical source.

Different dielectric multilayers can be deposited onto the central 45° surface, depending on the split ratio required for a specific FD-OCT application (polarizing or non-polarizing dependent). For the proposed prototype, the split ratio should be wavelength-independent over the specified spectrum (800–900 nm). Moreover, the multilayer should be tolerant to fluctuations in the (optical) layer thicknesses, which implies a minimum number of layers to be used. A combination of low and high refractive indexes materials was used for obtaining a 50/50 non-polarizing split ratio. Silicon dioxide (SiO<sub>2</sub>) and titanium dioxide (TiO<sub>2</sub>) were the materials chosen for the implementation of the low and high refractive indexes, respectively. A continuous target was defined to obtain a



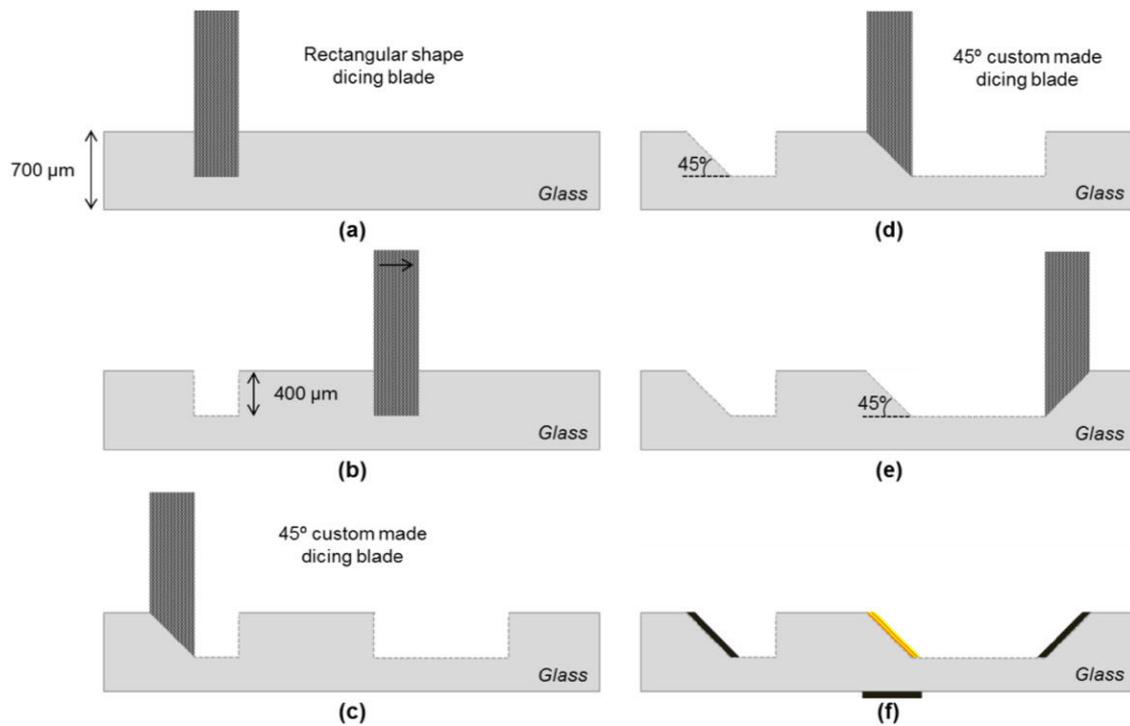
**Figure 1.** Block diagrams of the different OCT configurations: (a) the TD-OCT; (b) FD-OCT in SD-OCT; (c) FD-OCT in SS-OCT. The ADC is an analog-to-digital converter and the DSP is a digital signal processor.



**Figure 2.** Design and architecture of the proposed micro Michelson interferometer on a glass substrate. A refractive adhesive layer is used to avoid the deflection of the beam.

50% transmittance/ reflectance in the S and P polarizations, while an incidence angle of  $45^\circ$  was defined in the setting of TFCalc™ simulation tool. After optimization, a split ratio of approximately 50/50 was obtained in the specified NIR region with only four thin-film layers, with values of the layer thickness as listed in table 1. An average reflectance of 49.6% was

obtained with this multilayer over the NIR range. The NIR micro-mirror was obtained with an initial adhesion thin layer of chromium (Cr) and a layer of gold (Au). The TFCalc™ simulations reveal that a stack of 50 nm/250 nm thickness of Cr/Au has a reflectance higher than 97% over the specified spectral range.



**Figure 3.** MOEMS fabrication method: (a)–(e) the saw dicing process with 45° custom made and conventional rectangular shape dicing blades; (f) thin film deposition of the dielectric multilayer (TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub>) and metallic layers (Cr/Au).

**Table 1.** TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub> multilayer<sup>3</sup> optimized for 50/50 split ratio in NIR range (800–900 nm). The required split ratio was obtained with only four layers. The simulation was performed in TFCalc™.

Layer	1	2	3	4
Material	TiO <sub>2</sub>	SiO <sub>2</sub>	TiO <sub>2</sub>	SiO <sub>2</sub>
Thickness (nm)	82	181	83	165

**MOEMS fabrication**

The fabrication of the proposed micro Michelson interferometer on a glass substrate (borosilicate glass; thickness = 700 μm; diameter = 4 inch; 2-side polished) is based on two simple microfabrication technologies: the saw dicing of glass substrate and thin film deposition. The complete MOEMS fabrication flow is presented in figure 3. The glass wafer was firstly micromachined using an automatic Disco DAD 2H/6T dicing saw and 45° custom made dicing blades. Selecting a compromise between the dicing speed and the grit size of the blade is essential for process optimization in terms of final surface quality. For this purpose, tests have been performed using 45° custom made and conventional rectangular shape blades. The second part of micro fabrication consists on the deposition of the dielectric multilayer and metallic layers, for obtaining the micro-BS and micro-mirrors, respectively. The dielectric multilayer of TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub> was deposited by RF magnetron sputtering at 13.56 MHz. A Ti-metal target of high purity (99.7%) was used for TiO<sub>2</sub> reactive magnetron sputtering, using a gas flow of 10 and 20 sccm for sputtering

**Table 2.** Technical details of three different dicing blades.

Dicing blade	Grit size (μm)	Thickness (μm)	Basic shape <sup>a</sup>	Angle shape (°)
B1V863S3 SD800	#800	500		45
B1V863S3 SD1200	#1200	500		45
B1A863S3 SD800	#800	500		0

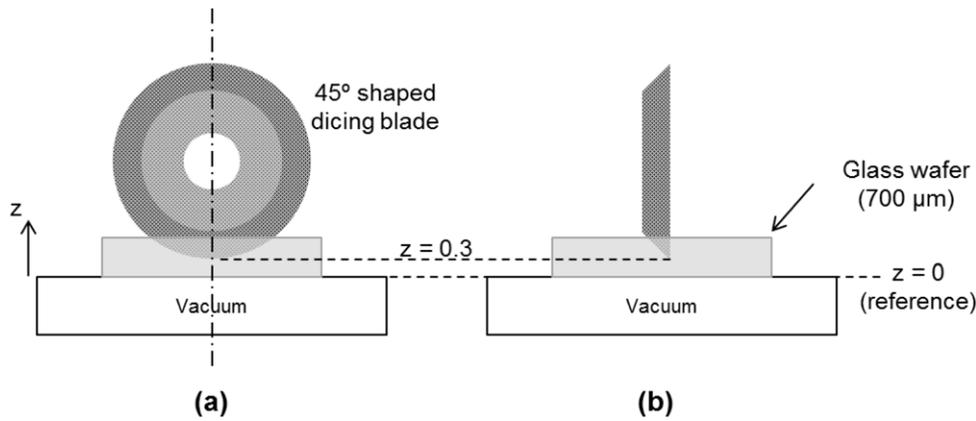
<sup>a</sup> Cross-sectional view.

(Ar—argon) and reactive (O<sub>2</sub>—oxygen) gases, respectively. For SiO<sub>2</sub> magnetron sputtering, a target of SiO<sub>2</sub> (99.9995% of purity) and a gas (Ar) flow rate of 15 sccm were used. The electron beam technique was used for Cr deposition, with Cr pellets placed inside a crucible based in graphite. Finally, the Au layer was deposited by thermal evaporation, using a gold pellet placed in the boat heater.

**45° saw dicing**

The saw dicing process of glass substrate was optimized for a minimum roughness, to result in low scattering at the optical surface after the deposition of the dielectric and metallic layers. Three different custom made blades with two different grit sizes were used (obtained from Disco technologies, Japan) to perform the 45° and 0° final surfaces. The grit size basically defines the roughness distribution over the blade. The blade reference number and some technical details of the different blades are listed in table 2. The thickness of 45° shaped blades was chosen according to the height required in the final microstructure.

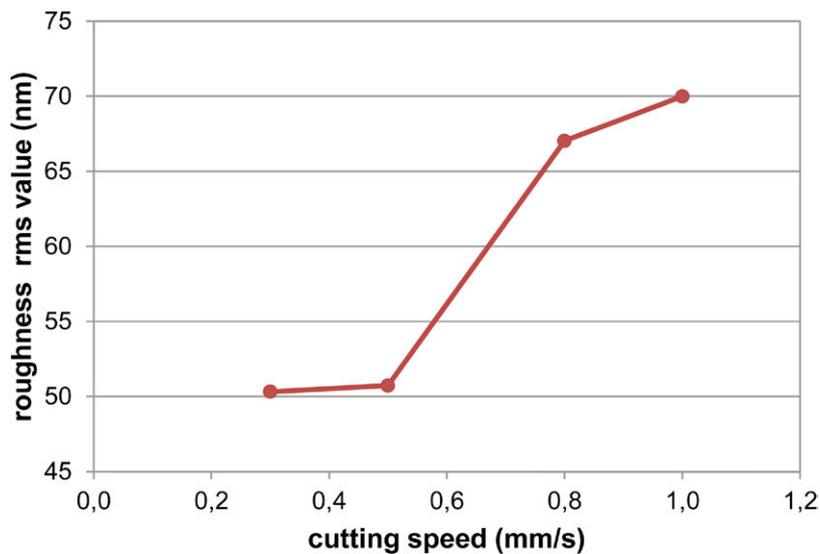
<sup>3</sup> The refractive indexes of SiO<sub>2</sub> and TiO<sub>2</sub> used in the simulation were measured by Lemarchand (<http://refractiveindex.info/?shelf=main&book=SiO2&page=Lemarchand>) and Devore (<http://refractiveindex.info/?shelf=main&book=TiO2&page=Devore-o>).



**Figure 4.** Schematic of the dicing cuts performed with Disco DAD 2H/6T dicing saw: (a) front and (b) cross-sectional view.

**Table 3.** Roughness measurements (nm) of the dicing cuts performed with the dicing blade B1A8 SD800 at different cutting speeds ( $\text{mm s}^{-1}$ ).

Cutting speed ( $\text{mm s}^{-1}$ )	Roughness measurements (nm)						rms (nm)
0.30	51.73	41.31	52.69	49.85	54.76	50.48	50.32
0.50	49.25	49.31	48.02	53.41	51.89	52.26	50.73
0.80	63.17	70.51	63.48	69.38	68.66	66.62	67.03
1.00	65.39	68.32	69.21	73.76	66.30	76.33	70.00



**Figure 5.** Roughness variation according to the cutting speed for the rectangular shape blade with the reference B1A8 SD800.

The diamond grit size and the cutting speed are the two parameters that have a great influence on the roughness of the final surface. Different cutting speeds were tested for each dicing blade in order to study the influence of grit size and cutting speed on the surface's quality. The cuts were carried out using an automatic Disco DAD 2H/6T dicing saw, which permits high precision cuts for miniaturized applications. For each pair grit size/ cutting speed, six roughness measurements were performed with a profilometer (Dektak model 150 with a  $12.5 \mu\text{m}$  radio stylus, using a force of 3 mg). The measurements were made at six randomly selected places of two cuts. After that, the mean was calculated for each pair cutting speed/dicing blade. Figure 4 schematically shows the fabrication process with the appropriate setting of the variable

$z$ -index. For a cutting height of  $400 \mu\text{m}$ , a  $z$ -index of  $300 \mu\text{m}$  should be defined in the dicing program, since the thickness of the glass wafer is  $700 \mu\text{m}$ . For the rectangular shape blade (B1A863S3 SD800) four different cutting speeds were tested in the range from  $0.3$  to  $1.0 \text{ mm s}^{-1}$ . For the  $45^\circ$  shaped blades (B1V863S3 SD800/1200) three speeds were tested ( $0.3$ ,  $0.5$  and  $0.8 \text{ mm s}^{-1}$ ).

### Results and discussion

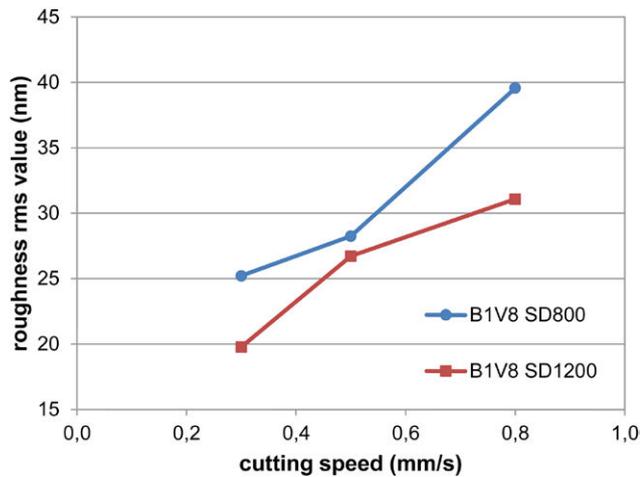
The roughness measurements of the dicing cuts performed with the rectangular shape blade B1A8 SD800 are listed in table 3. Figure 5 shows the roughness behaviour at varying cutting speed.

**Table 4.** Roughness measurements (nm) of the dicing cuts performed with the 45° shaped dicing blade B1V8 SD800 at different cutting speeds ( $\text{mm s}^{-1}$ ).

Cutting speed ( $\text{mm s}^{-1}$ )	Roughness measurements (nm)						rms (nm)
0.30	24.99	23.30	26.32	27.98	22.37	25.90	25.21
0.50	28.96	23.22	26.49	30.37	31.07	28.62	28.24
0.80	42.27	32.62	42.10	41.40	35.36	42.51	39.57

**Table 5.** Roughness measurements (nm) of the dicing cuts performed with the 45° shaped dicing blade B1V8 SD1200 at different cutting speeds ( $\text{mm s}^{-1}$ ).

Cutting speed ( $\text{mm s}^{-1}$ )	Roughness measurements (nm)						rms (nm)
0.30	19.39	20.77	21.77	17.64	17.93	20.72	19.76
0.50	24.69	27.15	23.5	27.82	27.62	29.12	26.72
0.80	30.03	33.49	28.93	31.45	32.56	29.77	31.08

**Figure 6.** Roughness variation according to grit size and cutting speed for the 45° custom made dicing blades B1V8 SD800 and B1V8 SD1200.

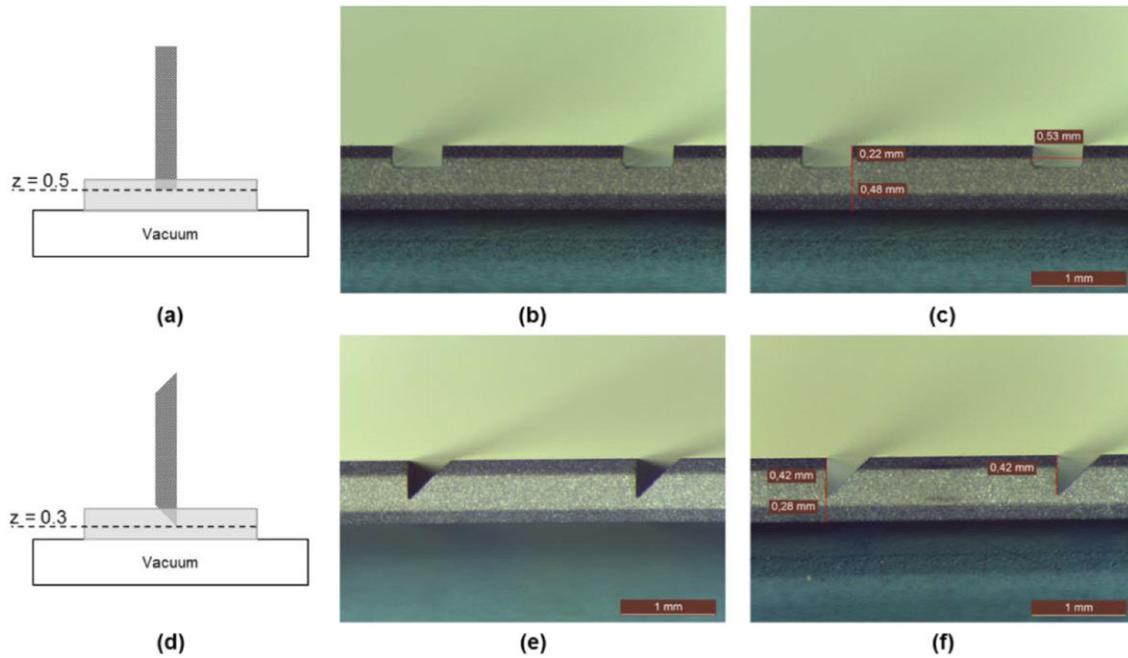
The blades with references B1V8 SD800/1200 were tested with the same fabrication parameters (height and cutting speed), in order to obtain a comparative analysis between grit size and cutting speed. Tables 4 and 5 contain the roughness measurements of the blades B1V8 SD800 and B1V8 SD1200, respectively. The average (rms value) of the six measurements was calculated and used to obtain the curves in figure 6, where the variation as a function of cutting speed is compared between the two 45° custom made blades.

Generally, it can be concluded that the roughness is directly proportional to the cutting speed of the saw dicing process (i.e. the lowest roughness values are obtained with the lowest cutting speed). The results indicate a high roughness of the surfaces performed with the conventional rectangular shape blade B1A8 SD800. The highest roughness obtained was 76.33 nm with a cutting speed of  $1.0 \text{ mm s}^{-1}$ , while the lowest roughness obtained was 41.31 nm with the lowest cutting speed of  $0.3 \text{ mm s}^{-1}$ . The effect of cutting speed become significant for cutting speeds in the range from 0.5 to  $0.8 \text{ mm s}^{-1}$ , as is shown in figure 5. This type of rectangular shape blade is used to obtain the horizontal surfaces, which separate the different micro optical components of the MOEMS proposed in this paper.

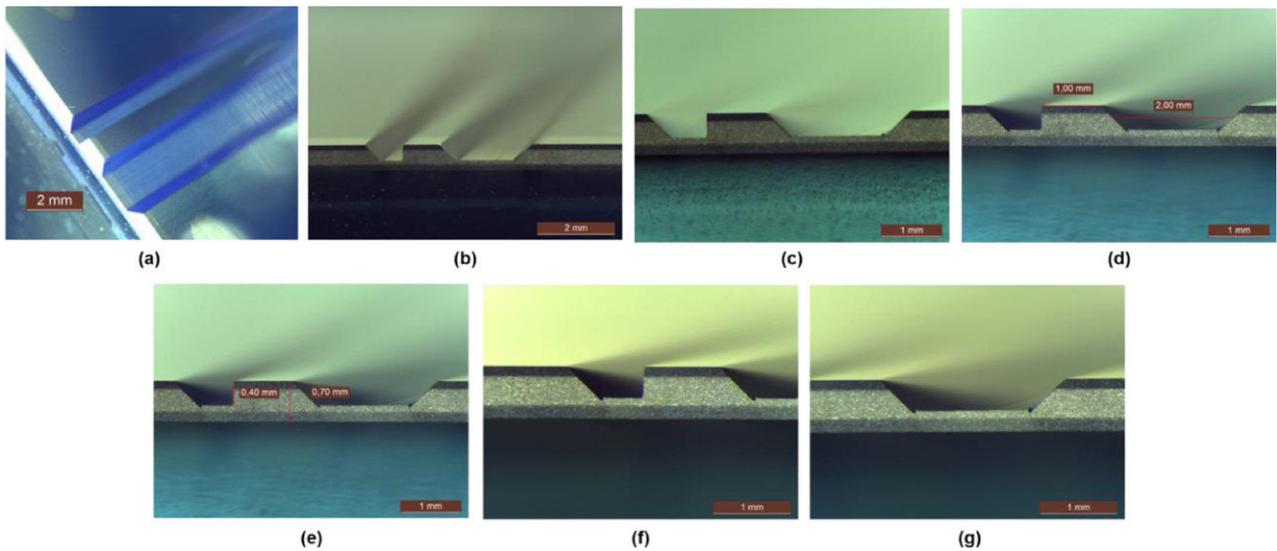
When the results of the rectangular shape blade are compared to the 45°-shaped blade with the same grit size (#800), it can be noted that the roughness is lower in the cuts performed with B1V8 SD800 than in the cuts performed with the blade B1A8 SD800. Comparing the two 45° shaped blades, with different grit size (#800 and #1200) reveals that the two 45° dicing blades have very similar velocity-roughness characteristics, as the rectangular shape blade. The results of blade B1V8 SD800 show a lowest roughness of 22.37 nm with a cutting speed of  $0.3 \text{ mm s}^{-1}$  and a highest roughness of 42.51 nm at  $0.8 \text{ mm s}^{-1}$ . The dicing blade B1V8 SD1200 allowed a lowest roughness of 17.64 nm at  $0.3 \text{ mm s}^{-1}$  and a highest value of 33.49 nm at  $0.8 \text{ mm s}^{-1}$ . Comparing the same cutting speed in these two blades, the thinnest grit size (#1200) revealed a lower roughness (nm) for all three cutting speeds considered. Therefore, the roughness reduces with thinner the grit size (i.e. higher grit number), as is shown in figure 6. The selected operating mode, based on lowest roughness, was with the thinnest grit size (B1V8 SD1200) and with the lowest cutting speed ( $0.3 \text{ mm s}^{-1}$ ).

Figure 6 shows the minimum average roughness with an rms-value of 19.76 nm. Microscope photographs on some of the cuts used in the roughness optimization process (obtained with a Leica M80™ stereo microscope and processed in Leica LAS™ software) are shown in figure 7. A difference in z-index should be selected for cuts performed with rectangular shape blades and those with 45°-shaped blades. The appropriate value is 0.2 mm. Basically, the z-index should be re-adjusted in the final cuts, according to the height required for the final microstructure.

After the roughness analysis and the re-adjustment of the dicing cuts parameters, the complete MOEMS was fabricated and the result is presented in figure 8. The height of the 45° cuts is  $400 \mu\text{m}$  and the distance between the different tilted surfaces is approximately 2 mm. An average angle (rms value) of  $45.07 \pm 0.20^\circ$  was obtained in the final, tilted surfaces. A combination of high grit size and low cutting speed and the thickness of the blades allows a high precision of the 45° saw dicing process. In fact, the roughness of the final surface is also correlated with the precision of the process, as can be concluded from the results.



**Figure 7.** Optimization process of the saw dicing process: (a) set-up of the cuts performed with the rectangular shape blade; (b) and (c) microscope photographs of two rectangular cuts used for roughness measurements; (d) set-up of 45° saw dicing cuts; (e) and (f) microscope photographs of two 45° dicing cuts, used for roughness analysis.



**Figure 8.** Microscope photographs of the final MOEMS: (a) and (b) top views; (c) cross-section view; (d) distance between different cuts; (e) height measurement of the grooves; (f) and (g) magnified Leica photographs.

**Conclusion**

In this paper a roughness analysis was performed on dicing cuts that result from micro fabrication based on the 45° saw dicing of glass substrate using custom-made dicing blades. The intended application of the MOEMS presented in this work is OCT miniaturization and integration on a single microchip. The results demonstrate that the combination of dicing blade’s grit size and the cutting speed of the dicing process have a major influence in the quality of the final cut surfaces. A minimum roughness of 19.76nm rms was obtained with

the finest grit size available (#1200) and the lowest setting of the cutting speed (0.3 mm s<sup>-1</sup>). The saw dicing process was fully characterized to enable the reduction of the structural distortions in the entire process, particularly in the consequent thin film deposition. With the roughness analysis and optimization, a reduced structural distortion can be assured. The roughness in the final surface reduces with the structural distortion.

The 45° saw dicing process of a glass substrate proved to be a highly suitable MEMS process for future micro integration of different optical components in a single microsystem.

Moreover, it was shown that the Michelson interferometer can be obtained with a micro BS formed by a four layer design with TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub> combined with Cr/Au micro mirrors for appropriately directing the light beams through the structure. The micro BS presented in this paper was designed for 50/50 non-polarizing split ratio. Depending on the requirements of the application, different split ratios can be easily obtained by changing the dielectric multilayer design. The use of the 45° surfaces allows the horizontal/vertical separation of the incident beam, which is a crucial factor for future integration with other optical components in a complete FD-OCT microsystem.

The fabricated MOEMS offers high compactness and the possibility of wafer-level alignment/assembly, which makes it highly suitable for vertically integrated imaging micro-instruments. To the best of our knowledge this is the first steps towards OCT miniaturization using optical MEMS technologies on a glass substrate. The future work and motivation is the integration of the proposed micro Michelson interferometer with a micro spectrometer, using MEMS technologies, in a complete SD-OCT micro-system.

## Acknowledgments

This work is supported by FCT with the reference project UID/EEA/04436/2013, by FEDER funds through the COMPETE 2020 - Programa Operacional Competitividade e Internacionalização (POCI) with the reference project POCI-01-0145-FEDER-006941.

Marino Jesus Maciel is fully supported by the Portuguese Foundation for Science and Technology under grant SFRH/BD/95706/2013.

## References

- [1] Song I-H, Peter Y-A and Meunier M 2007 Smoothing dry-etched microstructure sidewalls using focused ion beam milling for optical applications *J. Micromech. Microeng.* **17** 1593–7
- [2] Schuler L P, Milne J S, Dell J M and Faraone L 2009 MEMS-based microspectrometer technologies for NIR and MIR wavelengths *J. Phys. D: Appl. Phys.* **42** 133001
- [3] Mu X, Sun W, Feng H, Yu A, Chen K W S, Fu C Y and Olivo M 2011 MEMS micromirror integrated endoscopic probe for optical coherence tomography bio-imaging *Sensors Actuators A* **168** 202–12
- [4] Lullin J, Bargiel S, Lemoal P, Perrin S, Alberio J, Passilly N, Froehly L, Lardet-Vieudrin F and Gorecki C 2015 An electrostatic vertical microscanner for phase modulating array-type Mirau microinterferometry *J. Micromech. Microeng.* **25** 115013
- [5] Sabry Y M, Khalil D and Bourouina T 2015 Monolithic silicon-micromachined free-space optical interferometers onchip *Laser Photon. Rev.* **9** 1–24
- [6] Xu Y, Singh J, Premachandran C S, Khairyanto A, Chen K W S, Chen N, Sheppard C J R and Olivo M 2008 Design and development of a 3D scanning MEMS OCT probe using a novel SiOB package assembly *J. Micromech. Microeng.* **18** 125005
- [7] Zhang C, You Z, Huang H and Li G 2010 Study on a two-dimensional scanning micro-mirror and its application in a MOEMS target detector *Sensors* **10** 6848–60
- [8] Chi Z, Gao Fei Z and Zheng Y 2009 A two-dimensional micro scanner integrated with a piezoelectric actuator and piezoresistors *Sensors* **9** 631–44
- [9] Wolffenbuttel R F 2005 MEMS-based optical mini- and microspectrometers for the visible and infrared spectral range *J. Micromech. Microeng.* **15** S145–52
- [10] Ollier E 2002 Optical MEMS devices based on moving waveguides *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* **8** 155–62
- [11] Wojtkowski M 2010 High-speed optical coherence tomography: basics and applications *Appl. Opt.* **49** D30–61
- [12] Liu L, Wu L, Sun J, Lin E and Xie H 2011 Miniature endoscopic optical coherence tomography probe employing a two-axis microelectromechanical scanning mirror with through-silicon vias *J. Biomed. Opt.* **16** 026006
- [13] Gambichler T, Jaedicke V and Terras S 2011 Optical coherence tomography in dermatology: technical and clinical aspects *Arch. Dermatol. Res.* **303** 457–73
- [14] Hamdan R, Gonzalez R G, Ghostine S and Caussin C 2012 Optical coherence tomography: from physical principles to clinical applications *Arch. Cardiovasc. Dis.* **105** 529–34
- [15] Podoleanu A G 2012 Optical coherence tomography *J. Microsc.* **247** 209–19
- [16] Huang D et al 1991 Optical coherence tomography *Science* **254** 1178–81
- [17] Fercher A, Hitzinger C, Drexler W, Kamp G and Sattmann H 1993 *In vivo* optical coherence tomography *Am. J. Ophthalmol.* **116** 113–4
- [18] Tomlins P H and Wang R K 2005 Theory, developments and applications of optical coherence tomography *J. Phys. D: Appl. Phys.* **38** 2519–35
- [19] Akca B I et al 2012 Toward spectral-domain optical coherence tomography on a chip *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* **18** 1223–33
- [20] Gabriele M L, Wollstein G, Ishikawa H, Xu J, Kim J, Kagemann L, Folio L S and Schuman J S 2010 Three dimensional optical coherence tomography imaging: advantages and advances *Prog. Retin. Eye Res.* **29** 556–79
- [21] Yurtsever G, Dumon P, Bogaerts W and Baets R 2010 Integrated photonic circuit in silicon on insulator for Fourier domain optical coherence tomography *Proc. SPIE* **7554** 75541B-1–5
- [22] Gilchrist K H, McNabb R P, Izatt J A and Grego S 2009 Piezoelectric scanning mirrors for endoscopic optical coherence tomography *J. Micromech. Microeng.* **19** 1–11
- [23] Baranski M, Bargiel S, Passilly N, Guichardaz B, Herth E, Gorecki C, Jia C, Frömel J and Wiemer M 2014 Wafer-level fabrication of microcube-typed beam-splitters by saw-dicing of glass substrate *IEEE Photonics Technol. Lett.* **26** 100–3
- [24] Bargiel S, Baranski M, Passilly N, Gorecki C, Wiemer M, Frömel J, Wunsch D and Wang W 2015 Technological platform for vertical multi-wafer integration of miniature imaging instruments *SPIE Photonics West MOEMS and Miniaturized Systems* **9375** 93750L-1–8
- [25] Glebov A L, Roman J, Lee M G and Yokouchi K 2005 Optical interconnect modules with fully integrated reflector mirrors *IEEE Photonics Technol. Lett.* **17** 1540–2
- [26] Chuang Y-J, Huang S-H, Chen Y-C and Hung K-Y 2012 Application of the inclined exposure and molding process to fabricate a micro beam-splitter with nanometer roughness *Microsyst. Technol.* **19** 461–70
- [27] Wang F, Liu F and Adibi A 2009 45 degree polymer micromirror integration for board-level three-dimensional optical interconnects *Opt. Express* **17** 10514–21



EUROSENSORS 2015

## NIR micro beam-splitter by saw-dicing of glass substrate for Optical Coherence Tomography

M.J. Maciel<sup>a,\*</sup>, C.G. Costa<sup>a</sup>, A.C. Peixoto<sup>a</sup>, R.F. Wolffenbuttel<sup>b</sup> and J.H. Correia<sup>a</sup>

<sup>a</sup>University of Minho; CMEMS-UMinho; Guimaraes, Portugal

<sup>b</sup>Delft University of Technology; Faculty of EEMCS; Delft, The Netherlands

---

### Abstract

This paper reports the fabrication of a near infrared (NIR) micro beam-splitter (MBS) for Optical Coherence Tomography (OCT) applications. The proposed configuration is based on saw-dicing micromachining of glass substrate combined with thin film deposition of a dielectric multilayer. In order to obtain a splitting with horizontal and vertical transmitted/reflected beams, a 45° surface was fabricated with conventional dicing blades. A dielectric multilayer based only in four thin films was optimized for NIR range (800-900 nm) and for a 50/50 non-polarized split ratio. This multilayer is deposited in the 45° micro machined surface. The MBS offers the possibility of wafer-level alignment and assembly, representing the first step towards OCT miniaturization.

© 2015 The Authors. Published by Elsevier Ltd. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Peer-review under responsibility of the organizing committee of EUROSENSORS 2015

*Keywords:* Near infrared; micro beam-splitter; Optical Coherence Tomography; saw-dicing; thin film

---

### 1. Introduction

Optical Coherence Tomography (OCT) is a high resolution optical imaging technology widely used in an increasing number of biomedical applications, since it provides a non-invasive and sub-micrometer diagnosis method [1, 2]. State-of-art of this technique includes different bulky and expensive systems, which operate in Fourier domain by using a broadband source and a spectrometer, known as spectral-domain OCT (SD-OCT), or by using a tunable laser, known as swept-source OCT (SS-OCT) [3]. OCT miniaturization is a real challenge for scientific

---

\* Corresponding author. Tel.: +351-253-510190; fax: +351-253-510189.

E-mail address: [id4952@alunos.uminho.pt](mailto:id4952@alunos.uminho.pt)

research in order to obtain a compact and portable system based on low cost fabrication technology [4–6]. The beam-splitter is a central component used for optical signal processing in the different OCT systems. Conventional cube-typed splitting, with horizontal and vertical transmitted/reflected beams, is preferable for optical alignment in integrated imaging microsystems. Depending on the application, polarization or non-polarization sensitive beam-splitters can be required [7]. In this paper, a fabrication method of a 50/50 non-polarized micro beam-splitter (MBS) is presented for near infrared (NIR) region. Based on a previous work for visible range [7] the proposed MBS is fabricated by 45° saw-dicing of glass substrate, using conventional dicing blades. Fig. 1 represents the proposed configuration for OCT applications, including metallic layers for beam waveguide in a typical Michelson interferometer.

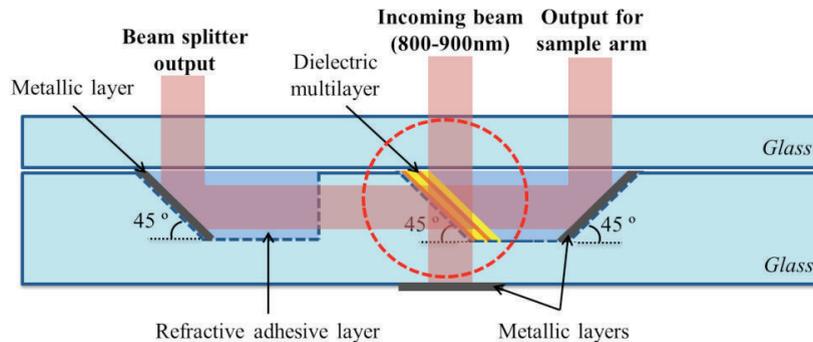


Fig. 1. The proposed MBS for NIR range, in saw-diced glass plus a dielectric multilayer for 50/50 split ratio and metallic layers for beam waveguide. In order to avoid deflection of the beams, the glass waveguide will be filled with a refractive adhesive.

## 2. MBS design and fabrication

The fabrication of MBS is based on two steps: 45° saw-dicing of a glass substrate and thin film deposition of a dielectric multilayer. The cuts in glass substrate were carried out by a high precision Disco DAD 2H/6T dicing saw, with conventional rectangular shape blades. To achieve the 45° surface, the substrate was first inclined to the required angle, as represented in Fig. 2. The fabrication parameters were adjusted to obtain an inclined surface of 400 μm height.

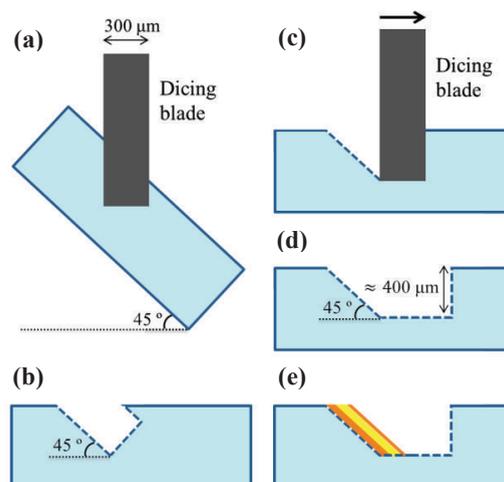


Fig. 2. Fabrication process of the MBS: (a)-(c) 45° saw-dicing of glass substrate with rectangular shape conventional blades; (d) micro structure obtained after saw-dicing; (e) thin film deposition of dielectric multilayer.

The dielectric multilayer was optimized for 800-900 nm range, using the simulation software TFCalc<sup>TM</sup>. This NIR range is typically used in OCT applications for ophthalmology. After optimization of the design, a transmittance and reflectance of 50% was reached with only four thin film layers of high/low refractive index (H/L/H/L). Titanium oxide (TiO<sub>2</sub>) and silicon dioxide (SiO<sub>2</sub>) were the materials used with high and low refractive index, respectively. Table 1 contains the thickness of each layer after simulation. The dielectric multilayer was then integrated with optical software ZEMAX<sup>®</sup>.

Table 1. Dielectric multilayer optimized for 50/50 transmitted/reflected split ratio in 800-900 nm range, using the simulation software TFCalc<sup>TM</sup>.

Layer	1 (H)	2 (L)	3 (H)	4 (L)
Material	TiO <sub>2</sub>	SiO <sub>2</sub>	TiO <sub>2</sub>	SiO <sub>2</sub>
Thickness (nm)	100	130	100	160

### 3. Results and discussion

Fig. 3 presents the final microstructure obtained after 45° saw-dicing of glass substrate with conventional rectangular shape blades. A 400 μm height was obtained for the inclined surface and a 44.1° angle was achieved with this fabrication method. It can be observed from Fig. 3 the high quality of the inclined surface, which is an important index to assure a thin film deposition as optimal as possible. As future work, a best surface with 45° precise inclination could be fabricated using a dicing blade with an angular shape.

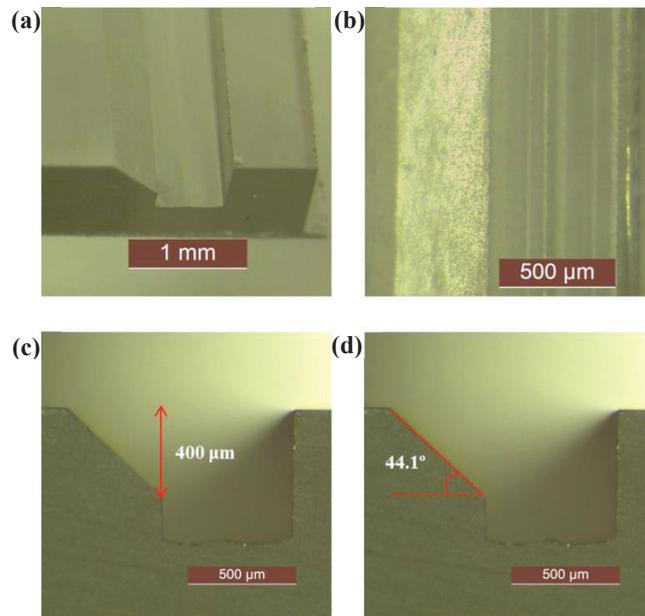


Fig. 3. (a), (b) top view and; (c), (d) cross sectional view of the inclined surface obtained with high precision Disco DAD 2H/6T dicing saw.

The ZEMAX<sup>®</sup> results (Fig. 4) show approximately a 50/50 split ratio in the required NIR range and a good performance for an incident angle of 45°. The optimization results, using a continuous target for S and P polarizations in the required range (800-900 nm), demonstrates that is possible to fabricate a 50/50 non-polarized MBS with only four layers of TiO<sub>2</sub>/SiO<sub>2</sub> deposited in a 45° glass surface. This configuration allows vertical and horizontal separation between transmitted and reflected beams.

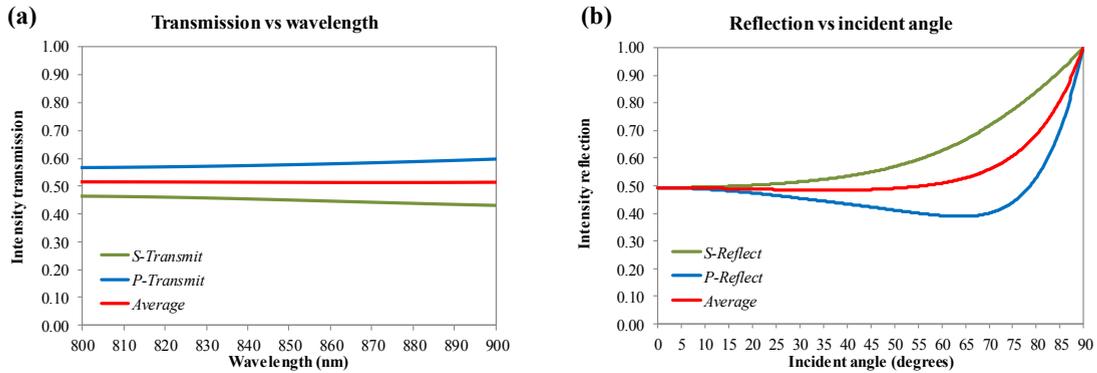


Fig. 4. (a) ZEMAX<sup>®</sup> transmission versus wavelength graphic of dielectric coating in NIR range (800-900 nm). The average intensity of transmission is 0.50; (b) ZEMAX<sup>®</sup> reflection versus incident angle graphic of the dielectric coating imported from TFCalc<sup>™</sup>. The simulation was optimized for 0.50 average reflection in 45° incident angle.

#### 4. Conclusion

This paper reports a simple fabrication method of a MBS based on saw-dicing of glass substrate and on thin film deposition of a dielectric multilayer. The microstructure obtained by saw-dicing of glass substrate with conventional blades shows a good approximation to the 45° required angle. TFCalc<sup>™</sup> and ZEMAX<sup>®</sup> simulations have proved that is possible to obtain a 50/50 non-polarized split ratio with only four layers. Depending on the required application, MBSs with different split ratios could be easily obtained by changing the dielectric coating. The proposed configuration allows rapid and low cost fabrication and offers the possibility of wafer-level assembly in a miniaturized OCT system.

#### Acknowledgements

Marino Maciel was fully supported by the Portuguese Foundation for Science and Technology under grant SFRH/BD/95706/2013.

#### References

- [1] A. G. Podoleanu, "Optical coherence tomography," *J. Microsc.*, vol. 247, no. 3, pp. 209–19, Sep. 2012.
- [2] M. Wojtkowski, "High-speed optical coherence tomography: basics and applications," *Appl. Opt.*, vol. 49, no. 16, pp. D30–61, Jun. 2010.
- [3] B. I. Akca, V. D. Nguyen, J. Kalkman, N. Ismail, G. Sengo, F. Sun, A. Driessen, T. G. van Leeuwen, M. Pollnau, K. Wörhoff, and R. M. de Ridder, "Toward Spectral-Domain Optical Coherence Tomography on a Chip," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol. 18, no. 3, pp. 1223–1233, May 2012.
- [4] P. Dumon, W. Bogaerts, and R. Baets, "Integrated photonic circuit in silicon on insulator for Fourier domain optical coherence tomography," vol. 7554, pp. 1–5, 2010.
- [5] V. D. Nguyen, B. I. Akca, K. Wörhoff, and R. M. De Ridder, "Spectral domain optical coherence tomography imaging with an integrated optics spectrometer," vol. 36, no. 7, pp. 1293–1295, 2011.
- [6] B. I. Akca, B. Považay, A. Alex, K. Wörhoff, R. M. De Ridder, W. Drexler, and M. Pollnau, "Miniature spectrometer and beam splitter for an optical coherence tomography on a silicon chip," *Opt. Express*, vol. 21, no. 14, pp. 16648–16656, 2013.
- [7] M. Baranski, S. Bargiel, N. Passilly, B. Guichardaz, E. Herth, C. Gorecki, C. Jia, J. Frömel, and M. Wiemer, "Wafer-Level Fabrication of Microcube-Typed Beam-Splitters by Saw-Dicing of Glass Substrate," *IEEE Photonics Technol. Lett.*, vol. 26, no. 1, pp. 100–103, 2014.