

4

Sensor a Fibra PCF de Índice de Refração e Umidade aplicado em monitoramento da respiração humana.

Sensoriamento de índice de refração é um tema de pesquisa que vem atraindo cada vez mais a atenção da comunidade científica. Medidas na mudança do índice de refração (IR) são necessárias para indústrias químicas, de alimentos e bebidas, uma vez que pode-se assim controlar a qualidade no processo de fabricação. Reações químicas, bioquímicas e reações de ligações moleculares podem ser monitoradas através da mudança do índice de refração, necessitando uma sensibilidade entre 10^{-3} a 10^{-5} . Porém, para detetar reações bio-moleculares, sensores de índice de refração (IR) com resoluções superiores a 10^{-5} se fazem necessários [67], onde definimos resolução como sendo a menor mudança de índice de refração que é possível monitorar.

Sensores de índice de refração à fibra são atraentes devido ao seu tamanho reduzido, à sua natureza passiva, reagindo somente a HF, e à capacidade de multiplexação de sinal. Uma maneira de fabricar um sensor de mudança de índice de refração em fibra, é através do campo evanescente. Isso pode ser feito retirando parte casca da fibra [68], ou diminuindo uma seção da fibra [69]. Ambos os processos comprometem a robustez do dispositivo, uma vez que mudam a estrutura primária da fibra.

Uma alternativa para manter a robustez do dispositivo, é encontrar um meio de excitar os modos da casca, sem comprometer a estrutura da fibra. Como por exemplo, desenvolvendo sensores de IR usando fibras com redes de período longo (LPG) [70], pois as mesmas acoplam luz para a casca da fibra. Entretanto, as LPGs possuem grande dependência térmica ($62 \text{ pm}/^\circ\text{C}$) e alto custo para a produção. Foi apresentada uma outra solução para sensores de IR por C. L. Zhao e colaboradores [71]. Eles demonstraram que era possível medir mudanças do índice de refração (IR) usando uma FBG escrita com uma inclinação na fibra. Desta forma parte da luz refletida pela FBG propagava-se pela casca, sendo então sensível as mudanças de IR. Entretanto, a baixa sensibilidade desse tipo de sensor não o torna um bom dispositivo para aplicações. Além do mais, como já foi mencionado, as FBGs possuem

dependência de 13 pm/°C com a temperatura, e o equipamento para a escrita de uma rede, muitas vezes é caro. Uma alternativa para o baixar o custo da produção de sensores de IR, foi apresentada em 2006 por K. Oh e colaboradores [72]. Eles propuseram uma junção de fibras mono-multi-monomodo, que pode ser realizada utilizando uma máquina de emenda comercial. A diferença da geometria das fibras, permite o acoplamento e recombinação dos modos na casca. A resolução desse tipo de dispositivo pode chegar a 10^{-4} , e como as fibras usadas são fibras padrões, há uma grande dependência térmica do dispositivo. Outro método de excitar os modos da casca de uma fibra e diminuir a dependência térmica com a temperatura de 2,2 pm/°C, consiste em gravar uma LPG numa PCF, como é mostrado por Y. Zhu [73].

Nessa parte do trabalho, apresentamos um dispositivo para medidas de índice de refração do meio externo. Numa configuração em reflexão, e que é fabricada colapsando duas regiões de uma fibra PCF comercial (LMA-10). Na seção 4.1 apresentamos o dispositivo para medidas de índices de refração, e na seção 4.2 aplicamos o dispositivo para monitoramento da respiração humana.

4.1

Dispositivo e Princípio de Operação

O sistema proposto nesse capítulo, é composto de uma fonte de banda largada centrada em 1550,0 nm (SLED Safibra OFLS B15), um circulador óptico (FOC) e um analisador de espectro, como pode ser visto na Fig.4.1. Para essa montagem, usamos uma fibra PCF comercial, a LMA-10 da NKT Photonics. A PCF possui uma geometria hexagonal e possui um núcleo sólido de 10 μm de diâmetro, os diâmetros dos buracos $d = 3,1 \mu m$ e separação dos buracos de (pitch) $\Lambda = 6,6 \mu m$ (Fig.4.1.d).

O dispositivo foi fabricado com um pedaço de aproximadamente 12,0 mm de PCF, o qual foi emendado entre duas fibras padrão, Fig. 4.1.a. As emendas foram realizadas com uma máquina de emenda de fibra comercial (Ericsson FSU 955). Durante o processo de emenda (SMF-PCF) submetemos a fibra a uma alta temperatura (intensidade do arco de descarga). Como a fibra PCF, possui em sua estrutura, uma combinação sílica-ar, seu ponto de fusão é menor do que uma fibra SMF, cria-se dessa forma um colapso das microestruturas da PCF durante o processo de emenda. Na Fig. 4.1.c, mostramos uma imagem tirada com um microscópio óptico de uma das regiões (do total de duas regiões) onde as microestruturas da fibra sofreram colapso. A intensidade do arco de descarga, assim como o tempo de fusão da máquina de emenda podem ser ajustados, portando, o comprimento da zona colapsada pode ser controlado.

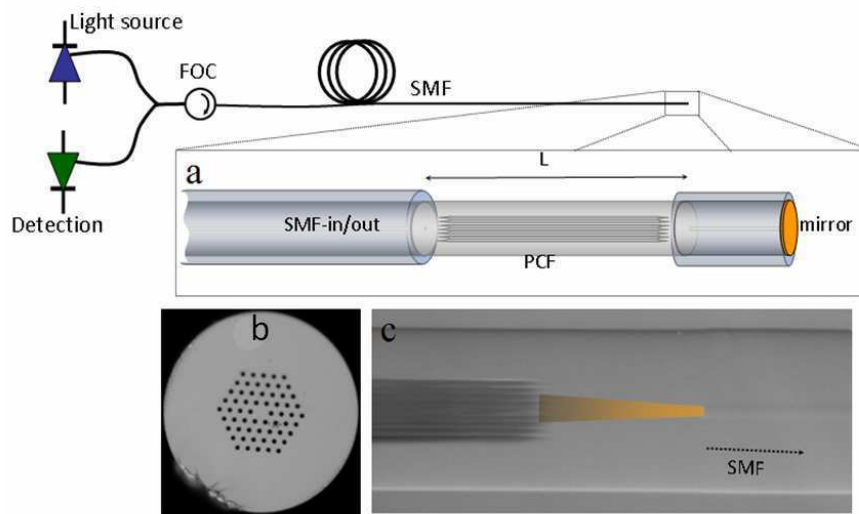


Figura 4.1: Montagem experimental do sensor de índice de refração. a) dispositivo em fibra, b) imagem da seção reta da fibra LMA10 e c) imagem da região de colapso.

A função das regiões de colapso é de excitação e recominação dos modos da PCF. A segunda região de colapso foi feita com um pedaço de fibra SMF que continha um espelho de ouro em sua extremidade, o qual tinha a função de aumentar a potência da reflexão, Fig. 4.1.c.

Para elucidar o comportamento do feixe na região de colapso, consideramos a propagação de um feixe saindo de uma fibra padrão, percorrendo uma região de sílica pura (PCF) com buracos colapsados. No momento em que o feixe entra na região da PCF, ele se difrata, ou seja, expande-se. Nomeando de w_0 a cintura do feixe quando o mesmo sai da fibra SMF, podemos dizer que a cintura do feixe, após percorrer toda a região de colapso é escrita como [64]:

$$w = w_0 \sqrt{1 + \left(\frac{\lambda l_1}{\pi n_s w_0^2} \right)^2}, \quad (4.1)$$

onde λ é o comprimento de onda central da fonte (1550,0 nm), l_1 é o comprimento da região de colapso (180,0 μm), n_s é o índice de refração da sílica pura ($n_s = 1,444$), e admite-se que a cintura do feixe ao deixar a fibra SMF é igual a $w_0 = 5,0 \mu m$, que é aproximadamente o valor do raio do núcleo das fibras SMF. Dessa forma, encontramos que o comprimento do feixe Gaussiano que irá excitar a PCF (região onde as microestruturas não sofreram colapso),

após percorrer a região de colapso, é aproximadamente $2w = 27,0 \mu m$, que é maior que o diâmetro do núcleo da PCF ($10,0 \mu m$).

A diferença entre o diâmetro do feixe gaussiano, após percorrer a região de colapso e o diâmetro do núcleo da fibra LMA10, juntamente com as características da fibra LMA10 [74], permitem a excitação de modos específicos da fibra. Devido à simetria axial da fibra, os modos excitados na PCF são aqueles que têm simetria azimutal, ou seja, o modo fundamental do núcleo HE_{11} e o modo da casca HE_{12} .

Os modos excitados têm índices de refração diferentes (ou constantes de propagação diferentes), dessa forma, eles se propagam com velocidades diferentes ao longo do caminho óptico. O resultado disso é que eles acumulam uma diferença de fase na medida em que se propagam ao longo da PCF. Devido à excitação e a recombinação de modos no dispositivo, o espectro de reflexão resulta numa série de máximos e mínimos, um padrão de interferência. Quando dois modos participam na interferência, a intensidade refletida pode ser expressa como:

$$I_R = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\Delta\phi), \quad (4.2)$$

onde I_1 e I_2 são as intensidades do modo do núcleo HE_{11} e do modo da casca HE_{12} respectivamente, e $\Delta\phi$ é a diferença de fase total que pode ser escrita como:

$$\Delta\phi = \frac{2\pi\Delta nL}{\lambda}, \quad (4.3)$$

onde $\Delta n = (n_f - n_c)$, n_f e n_c são os índices referentes aos modos HE_{11} e HE_{12} respectivamente, L é o comprimento da PCF e λ é o comprimento de onda. O espaçamento entre dois mínimos (ou máximos), ou período do padrão de interferência, é dado por [75]:

$$S \approx \frac{\lambda^2}{\Delta nL}. \quad (4.4)$$

Para o nosso caso, os índices de refração foram encontrados em simulações numéricas como sendo $n_f = 1,4405$ e $n_c = 1,4343$. Então $S \approx 37,27$ nm quando $\lambda = 1550,0$ nm e $L = 12,0$ mm. O que sugere que dispositivos compactos podem ser criados. Um parâmetro importante a ser considerado em interferômetros modais, é o contraste das franjas ou visibilidade V , principalmente quando o interferômetro é aplicado em sensoriamento. Uma visibilidade maior é desejável

para diminuir a relação sinal ruído e também para aumentar a precisão do dispositivo. A visibilidade de um interferômetro de dois modos pode ser calculada pela expressão:

$$V = \frac{I_{Rmax} - I_{Rmin}}{I_{Rmax} + I_{Rmin}}, \quad (4.5)$$

onde I_{Rmax} e I_{Rmin} são as intensidades máximas e mínimas respectivamente, dadas pela equação 4.2. Alguns grupos de pesquisa preferem expressar a visibilidade V como contraste das franjas (FC) (dB). O contraste das franjas é expresso como:

$$FC = -10\log(1 - V), \quad (4.6)$$

Outros grupos usam para calcular a visibilidade dos interferômetros a relação entre as intensidades dos feixes que interagem entre si [64], que é dada por:

$$V = \frac{2\sqrt{k}}{(1 + k)} \quad (4.7)$$

onde $k = I_2/I_1$. Num interferômetro, podemos controlar o tamanho da fibra PCF, e assim seu período espectral. No entanto, um controle mais cuidadoso precisa ser feito no projeto da fibra, ou no mecanismo de excitação e recombinação dos modos, para ter um controle mais apurado do parâmetro V . Na figura 4.3, demonstramos a dependência do contraste das franjas (FC) com o parâmetro k . Na figura menor, no canto superior esquerdo da Fig.4.3, plotamos o gráfico da reflexão normalizada do padrão de interferência em função do comprimento de onda de um interferômetro de 12,25 mm de comprimento, quando $I_2 = 0,4I_1$ (linha pontilhada), e quando $I_2 = 0,96I_1$ (linha verde). Observamos pelo gráfico que o contraste das franjas aumenta quando I_2 é próximo do valor de I_1 , conforme é descrito na Eq.4.7.

4.1.1

Resultados: Sensor de índice de refração

Um interferômetro composto de $L= 12,0$ mm foi montado, e um padrão de interferência com $S= 37,27$ nm, para quando o interferômetro encontrava-se no ar, foi medido. As perdas medidas no interferômetro foram de 6,0 dB, que podem ser distribuídas em cada região de colapso, gera uma perda de 3,0 dB. O dispositivo foi testado como sensor de índice de refração e para isto, inserimos

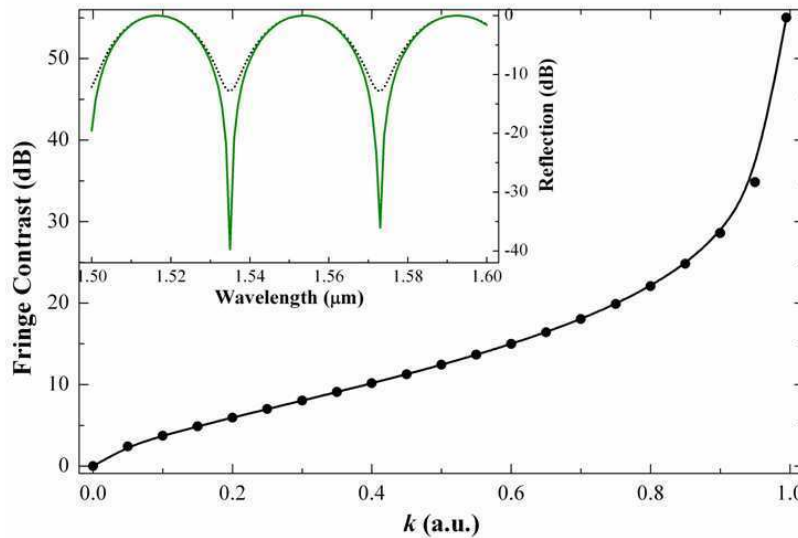


Figura 4.2: Contraste das franjas em função de k . A imagem superior esquerda, mostra o sinal da reflexão em função do comprimento de onda, para um interferômetro com $l=12,25$ mm, onde temos a participação do modo fundamental do núcleo HE_{11} e do modo de revestimento HE_{12} . A linha pontilhada é o espectro quando $I_2 = 0,4I_1$ e a linha verde é quando $I_2 = 0,96I_1$.

o dispositivo em meios com índices variando de 1,3300 a 1,4300. Na Fig. 4.4, plotamos o gráfico do deslocamento do espectro em função dos índices de refração do meio externo. No gráfico inserido na Fig.4.4, mostramos o espectro do interferômetro em função do comprimento de onda quando o mesmo estava no ar. Podemos notar que o contraste das franjas é de aproximadamente 43,0 dB. Percebemos que para o nosso sensor, o deslocamento total do espectro, para essas variações de índices, foi de aproximadamente 32,0 nm.

Observamos que o maior deslocamento do espectro está compreendido na região de índice de refração de 1,4100 a 1,4300. Realizamos testes para variações menores de índices, compreendidas nesta região. Na Fig. 4.5, plotamos três diferentes espectros para diferentes valores de índices, (1,4100; 1,4140 e 1,4180).

Na Fig. 4.6, plotamos o gráfico do deslocamento do padrão de interferência em função da variação do índice de refração do meio, para valores de índices de refração compreendidos de 1,4180 a 1,4220. Encontramos um valor da sensibilidade do sensor de 1358 nm/RIU, (RIU refere-se à unidade de índice de refração). Ou seja, quando se faz o uso de um equipamento com resolução

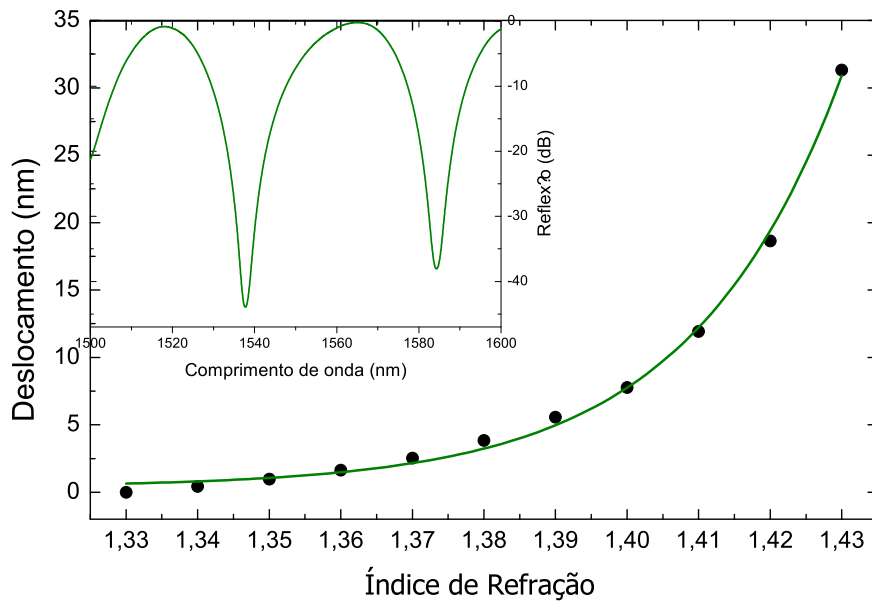


Figura 4.3: Deslocamento do padrão de interferência com a mudança do índice de refração do meio externo. Os círculos pretos são dados experimentais, linha verde guia para os olhos. O gráfico inserido é o sinal de reflexão do interferômetro no ar em função do comprimento de onda.

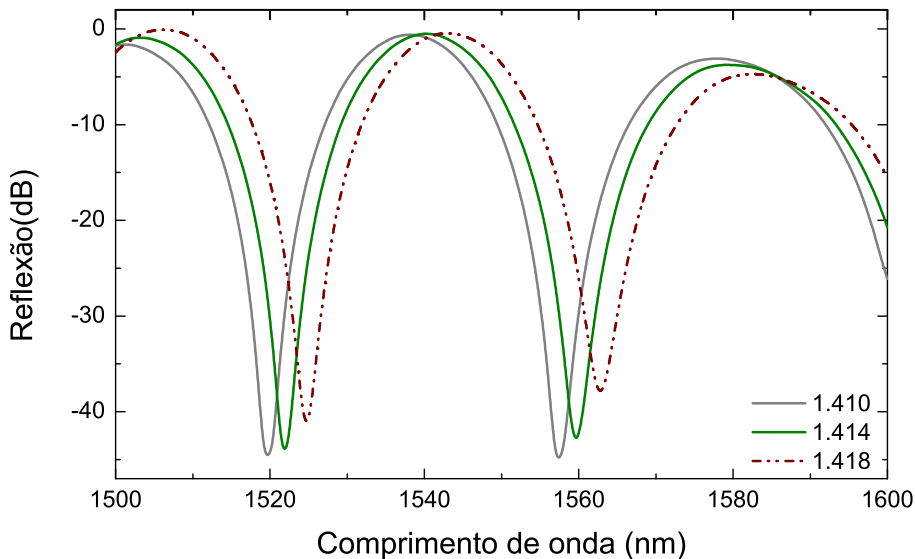


Figura 4.4: Padrões de interferência em função do comprimento de onda para um sensor de índice de refração com 12,0 mm de comprimento, medindo três diferentes índices de refração, 1,4100; 1,4140 e 1,4180.

de 50,0 pm, valor fornecido comercialmente, podemos resolver uma mudança

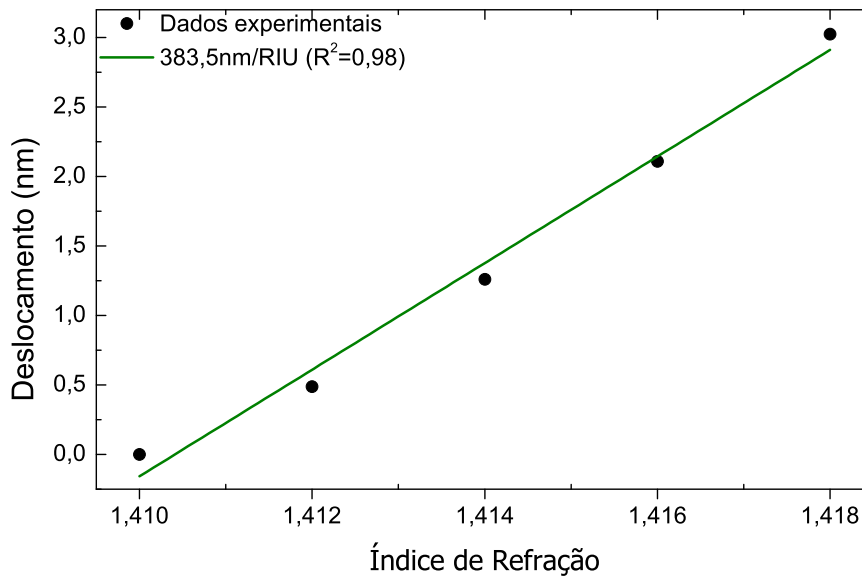


Figura 4.5: Gráfico do deslocamento do espectro pela variação de índice de refração. Pontos pretos são dados experimentais, a linha verde é o ajuste linear : 383,5 nm/RIU.

no índice de refração da ordem de $3,7 \times 10^{-5}$. Esse resultado é uma ordem de grandeza mais sensível do que o dispositivo usando uma fibra LMA8 apresentou [76], o dispositivo em questão apresentou uma resolução de $2,9 \times 10^{-4}$.

Para fazer proveito do alto valor do contraste das franjas e conseguir uma sensibilidade ainda maior com o sensor, trocamos a fonte de banda larga por um laser sintonizável, para medir a variação da potência da reflexão com a variação de índice de refração do meio externo. Sintonizamos o laser para o ponto de quadratura [77], onde obteríamos um deslocamento linear para a mudança dos valores de índices. Na Fig.4.7, observamos uma pequena variação no sinal de reflexão em λ da variação do índice de refração. É mostrado na figura inserida o ponto de máxima inflexão (P.Q) para o sinal de reflexão do interferômetro, que corresponde a $\lambda = 1554,8 \text{ nm}$.

Quando analisamos o dispositivo para a variação de índice de refração do meio externo, para a variação do sinal de reflexão (λ), encontramos uma sensibilidade de $383,7 \text{ nm/RIU}$, para esse intervalo de variação de índice. Entretanto, quando analisamos o comportamento do sensor em potência da reflexão, encontramos uma sensibilidade de $2764,6 \text{ dB/RIU}$, como é mostrado na Fig.4.8.

Com este resultado, vemos que para uma variação de apenas $9,3 \times 10^{-4}$ no IR, temos uma variação na potência de aproximadamente de 1,4 dB, o que facilmente é detectado com um medidor de potência. Para para as medidas

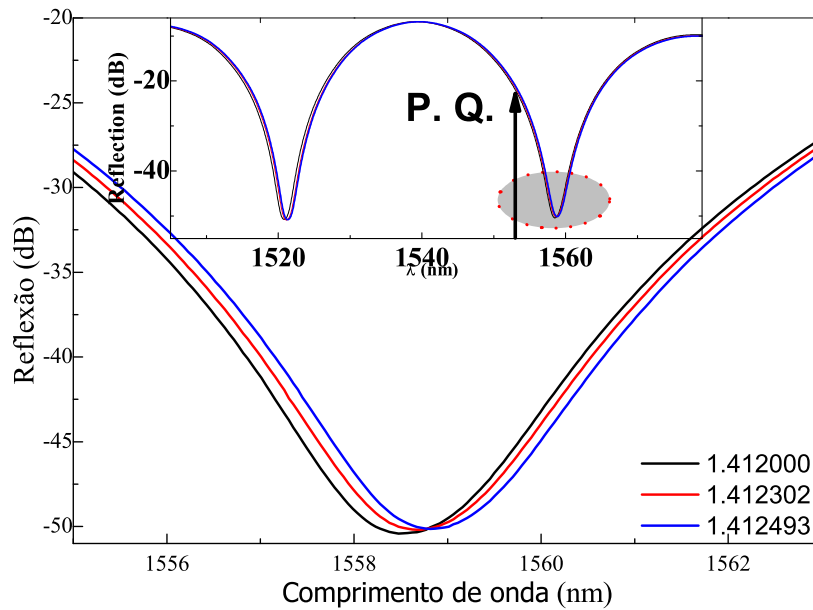


Figura 4.6: Deslocamento do sinal de reflexão para um interferômetro com $L = 12,0 \text{ mm}$, para três valores de índices de refração distintos, em função do comprimento de onda. O gráfico inserido é o sinal de reflexão versus o comprimento de onda mostrando seu ponto de máxima inflexão (P.Q).

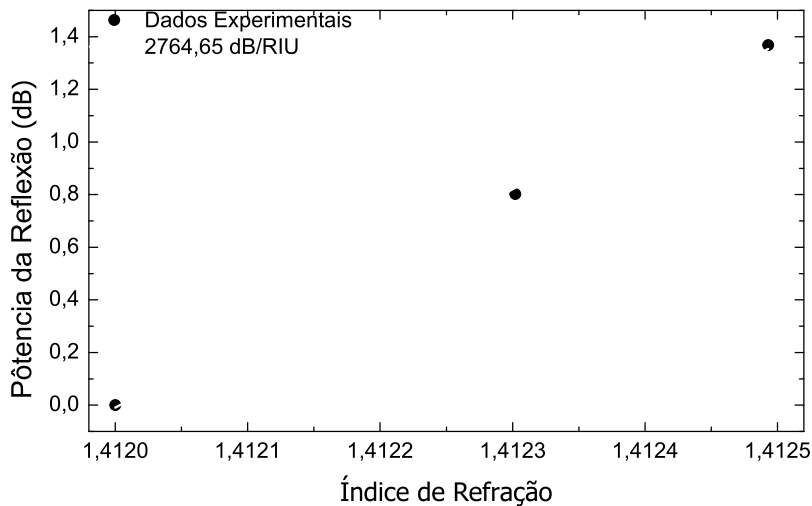


Figura 4.7: Variação da potência de reflexão pela variação de índice refração. Os círculos pretos representam os dados experimentais.

realizadas monitorando-se a variação da potência de reflexão, utilizando um medidor de potência, com resolução de 0,01 dB, nosso sensor pode resolver a variação de índice de refração de $3,6 \times 10^{-6}$, desde que o laser sintonizável não

tenha muita flutuação na potência. Para as medidas realizadas monitorando o comprimento de onda, utilizando um equipamento com resolução de 50,0 pm, nosso sensor pode resolver a variação em índice de refração de $1,3 \times 10^{-4}$.

Variações de temperatura em sensores à fibra, podem causar mudanças nas constantes de propagação, e também alteram o índice de refração da fibra, alterando dessa forma o padrão de interferência. A dependência térmica para a fibra LMA10 já foi demonstrada por alguns grupos,[78], e o valor medido é de aproximadamente 0,7 pm/°C. Ou seja, podemos manipular o dispositivo, com uma variação de até 6 °C, sem comprometer os resultados.

4.2

Sensor de umidade aplicado em monitoramento da respiração humana.

A respiração humana é um dos importantes sinais vitais que podem e/ou devem ser monitoradas em certas ocasiões, como por exemplo, quando o ser humano (iremos chamar a partir de agora ser humano de paciente), encontra-se em coma necessitando monitoramento constante de sua respiração.

Uma outra aplicação importante para esse tipo de sensoriamento, é quando se faz necessário diagnosticar casos de disfunção respiratória, como por exemplo, apnéia de sono. Já foram reportados na literatura, distintos sensores de respiração, como os sensores eletrônicos [79], os quais faziam o uso de um microfone para medir a respiração próxima ao nariz do paciente. Um outro dispositivo foi demonstrado no ano de 1999 por F.J. Arregui e colaboradores [80], para o monitoramento da respiração humana. O dispositivo consistia em um interferômetro Fabry Perot construído com a deposição de um filme de polímero na extremidade de uma fibra óptica. A umidade presente no ar vindo da respiração, entrava em contato com esse filme alterando o índice de refração em sua superfície, e conseqüentemente, alterando dessa forma a reflexão da interface filme-ar. Mais recentemente, no ano de 2011, W. J. Yoo [81] e colaboradores demonstraram um outro dispositivo para monitorar a respiração humana. O dispositivo monitorava a variação da temperatura na ponta de uma fibra plástica, devido ao ar aquecido vindo da respiração. O dispositivo consistia em um interferômetro Fabry Perot construído com um filme fino de plástico sensível a variação de temperatura, depositado na extremidade de uma fibra plástica. A desvantagem desse último dispositivo mencionado, está na resposta lenta quando à variação de temperatura ou umidade. Em outros casos, quando o dispositivo baseia-se na utilização de algum tipo de filme fino sobre a fibra [82], pode vir a ocorrer uma degradação com o tempo de uso do elemento sensor, prejudicando dessa forma sua performance.

L. C. Guedes e colaboradores [83] demonstraram um sensor de respiração o qual monitorava a deformação da região do tórax do paciente. Dessa forma, o movimento involuntário da respiração era monitorado usando uma FBG presa ao tórax do paciente. Esse sensor mostrou-se muito eficiente para monitoramento da respiração, entretanto, a alta dependência térmica da FBG, faz com que seu uso limite-se a ambientes em condições sem grandes variações térmicas. Além do mais, o sinal da deformação pode ser confundido com algum movimento brusco feito pelo paciente.

Algumas das vantagens em usar fibras ópticas para medidas de respiração humana, e outros parâmetros de relevância clínica é devido ao seu pequeno tamanho e a imunidade a campos eletromagnéticos, sua flexibilidade, e sua bio-compatibilidade, entre outros.

Nessa seção, apresentamos um novo dispositivo para medida de umidade vinda da respiração humana, o qual dispensa deposição de filmes finos sensíveis a umidade sobre a fibra, para monitoramento da respiração.

O sensor de respiração interferométrico desenvolvido é constituído de uma fibra de cristal fotônico (PCF) e trabalha no modo de reflexão. O interferômetro consiste de uma seção de PCF (2,0 cm) emendada a uma fibra padrão de telecomunicação. Duas regiões de colapso das microestruturas da PCF, devido ao processo de emenda, permitem a excitação e a recombinação dos modos da casca e do núcleo da PCF. Como resultado, o espectro de reflexão do dispositivo exibe um padrão de interferência senoidal que se desloca quando as moléculas de água presentes no ar exalado, são adsorvidas na superfície da PCF.

4.3

Montagem Experimental: Sensor de umidade aplicado ao monitoramento da respiração humana

A montagem experimental é construída com uma fonte de banda larga (SLED Safibra OFLS B15), com comprimento de onda central em 1550,0 nm, um circulador em fibra (FOC) e um interrogador de rede de Bragg (I-MON E-USB, Ibsen Photonics), que iremos chamar de detector, como pode ser visto na figura 4.8.

O dispositivo foi construído colapsando duas regiões de uma fibra PCF. Para esse dispositivo, usamos uma fibra comercial LMA-10 da NKT photonics, como mostra a Fig.4.8.b. A fibra possui uma simetria hexagonal, com diâmetro externo e núcleo de 125,0 μm e 10,0 μm respectivamente, e com microestruturas de 3,1 μm de diâmetro dos buracos e Λ (pitch) de 6,6 μm . Um pedaço +/- 2,0 cm de fibra PCF foi emendado entre duas fibras padrão. Na junção entre a fibra PCF e a fibra padrão, é feito um colapsamento das

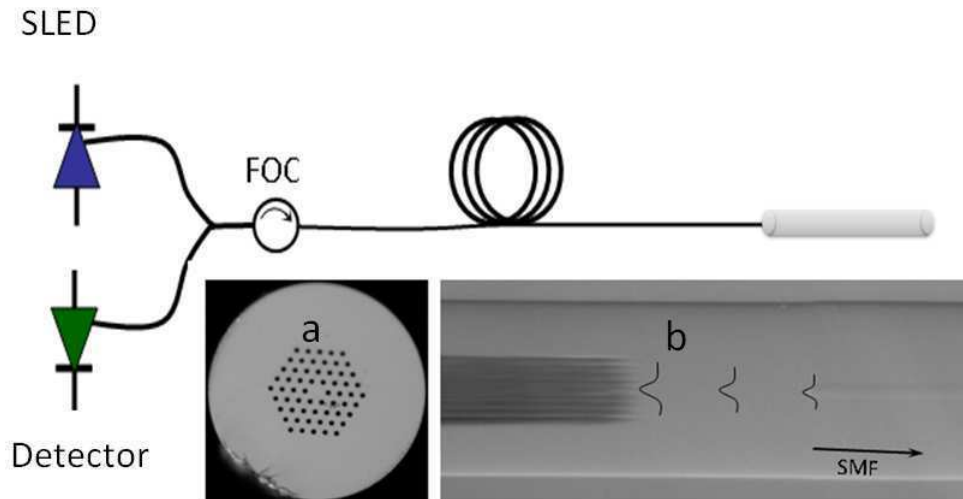


Figura 4.8: Montagem experimental do sensor de respiração. a) fibra usada no experimento (LMA10) e b) região de colapso da PCF. SLED é a fonte de banda larga; FOC é o circulador a fibra óptica; detector é o interrogador de rede de Bragg.

microestruturas da fibra PCF, de mais ou menos $130 \mu m$ de comprimento, como é mostrado na figura 4.8.b As regiões de colapso têm a função de excitar e recombinar os modos de propagação da luz, como já foi explorado na seção inicial deste capítulo, criando assim um interferômetro. Os colapsos não podem ter um comprimento grande, pois aumentam muito as perdas do sinal, e também, não podem ter um comprimento pequeno, pois assim, o sinal da interferência não é observado. Após o segundo colapso, a SMF foi clivada, ficando assim um pedaço de mais ou menos $5,0 \text{ mm}$ de fibra padrão. Ao final da extremidade emendamos a fibra SMF com um capilar de sílica, de $125,0 \mu m$ de diâmetro externo e $40,0 \mu m$ de diâmetro interno. A ponta do capilar foi selada (Fig. 2.8) com um arco de descarga da máquina de emenda, de modo que a água presente na respiração não entrasse em contato com a ponta da fibra SMF aniquilando o sinal da reflexão de Fresnel.

Na Fig. 4.8 mostramos a montagem do dispositivo, onde a) é a seção reta da fibra e b) é a região de colapso da PCF. A Fig.4.9. mostra o dispositivo com somente uma região de colapso (a) das microestruturas da PCF, e na outra extremidade da PCF, apenas a fibra clivada. Na Fig.4.9.b temos o dispositivo com as duas regiões de colapso das microestruturas da PCF.

Analizamos o comportamento do padrão de interferência dos dois dispositivos mostrados na Fig. 4.9. Manteve-se o tamanho da PCF constante variando o número de regiões de colapsos. No primeiro caso (Fig. 4.9.a), o qual possui somente uma região de colapso, os modos são excitados devido à primeira região de colapso, e regressam devido à reflexão de Fresnel da interface da PCF-ar. Para o segundo caso (Fig. 4.9. b), temos duas regiões de colapso, e

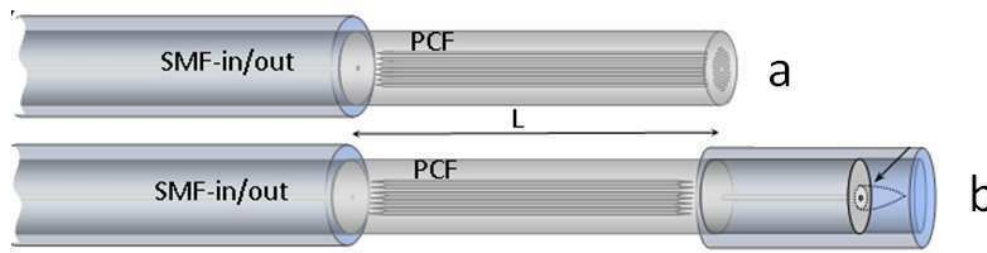


Figura 4.9: Dispositivo sensor de respiração. a) apenas uma região de colapso da PCF, e b) com duas regiões de colapso.

a reflexão de Fresnel é devida à fibra SMF clivada em contato com o ar. Ambos os sinais são analisados usando um analisador de espectro óptico (OSA). O sinal de reflexão do padrão de interferência é mostrado na Fig. 4.10.

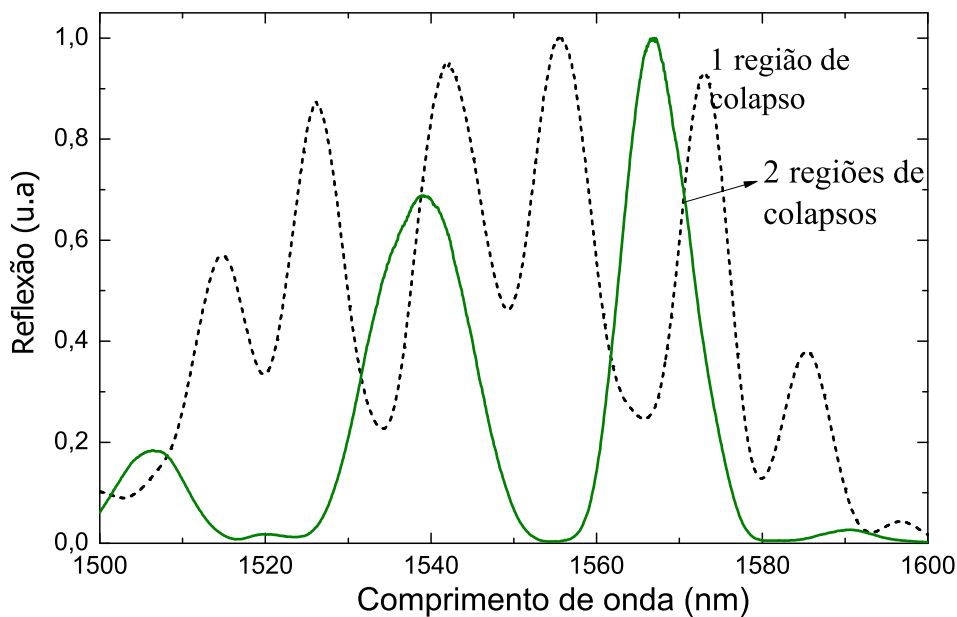


Figura 4.10: Padrão de interferência da reflexão em função do comprimento de onda para o sensor de respiração com uma região de colapso (linha pontilhada) e com duas regiões de colapso (linha contínua).

Observamos que para o primeiro caso, onde existe só uma região de colapso ocorre um padrão de interferência com mais franjas do que para o segundo caso. Para o caso com uma região de colapso, o interferômetro possui um comprimento total igual a duas vezes o tamanho da fibra, no entanto, para o segundo caso, com duas regiões de colapso, podemos considerar que o

interferômetro é formado por dois interferômetros com o mesmo comprimento. Dessa forma, no segundo caso, é produzido um sinal de interferência com um número menor de franjas.

Quando a luz do modo fundamental vindo da SMF, penetra na região de colapso, ela se difrata alargando-se (Fig.4.1), produzindo assim uma incompatibilidade no tamanho do campo modal com o tamanho do núcleo, que combinado com as propriedades da fibra LMA-10 permite a excitação de modos específicos na PCF. Escrevemos então que a diferença de fase entre os modos é [84]:

$$\Delta\phi \cong (\beta_1 - \beta_2)L. \quad (4.8)$$

Na montagem aqui apresentada, introduzimos como fonte de luz uma fonte de banda larga, de aproximadamente 100,0 nm. O sinal obtido devido às regiões de colapso, e a passagem pela fibra PCF, é um padrão de interferência, como pode ser visto na figura 4.10.

Já foram demonstrados na literatura [85] e [86], sensores de gás e umidade, onde as micro-estruturas estavam expostas às mudanças do meio. Esses sensores demonstraram boa resposta à mudança do meio monitorado (gás e umidade), entretanto, após algumas medidas, ou, uma única medida, as micro-estruturas se contaminavam, e a extremidade da fibra se contaminava, fazendo com que o dispositivo perdesse o sinal de reflexão. Para não perder o sinal de reflexão, quando a umidade entra em contato com a ponta da fibra, emendamos na extremidade do dispositivo, um capilar com 125,0 μm de diâmetro externo e 40,0 μm de diâmetro interno, e selamos sua ponta com arco aplicado com a máquina de emenda a fibra, mantendo dessa forma intacto o sinal da reflexão de Fresnel. Uma foto de um capilar que tem sua ponta selada, já foi mostrada na figura 2.8.

O modo fundamental do núcleo, propaga-se exclusivamente no núcleo, ou seja, é indiferente às perturbações externas e, portanto, sua constante de propagação β_1 não será alterada por variações do meio externo. Já o modo de revestimento β_2 , propaga-se também na casca da fibra. Assim, quando acontece alguma mudança no meio externo, que para nosso caso são quando as gotas de água que entram em contato com a fibra, ocorre uma mudança de índice de refração, e a constante de propagação β_2 sofrerá variação. Dessa forma, a umidade em contato com a fibra provoca um deslocamento no padrão de interferência da reflexão. A quantidade de vapor de água, vindo do nariz ou da boca do ser humano, que entra em contato com a fibra é muito pouca, e

a evaporação dessas gotículas de água ocorre rapidamente, como percebemos durante os experimentos. Sendo assim, o sinal do espectro volta so seu local de origem muito rapidamente após cada expiração. Sendo possível monitorar a expiração e a inspiração.

4.3.1

Resultados: Sensor de umidade com Fibra de Cristal Fotônico

O elemento sensor foi colocado dentro de um tubo metálico com 3,0 mm de diâmetro externo e 1,5 mm de diâmetro interno. O tubo metálico possuía aberturas laterais, para que a umidade vinda da respiração atingisse a PCF. A fibra foi devidamente conectorizada num cabo SC, e o tubo metálico foi fixado numa máscara de silicone, as mesmas usadas para a inalação de oxigênio. A cabeça do sensor, (PCF), ficou a uma distância de aproximadamente 3,0 cm do nariz do paciente. Tivemos o cuidado para que em nenhum momento a luz atingisse os olhos ou a pele do paciente. Podemos ver a montagem final do dispositivo na figura 4.11.

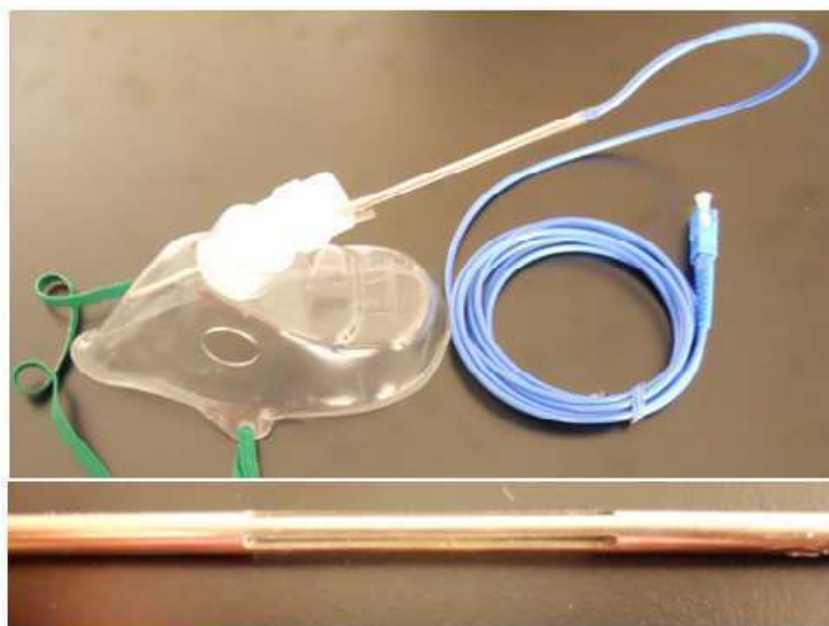


Figura 4.11: Dispositivo sensor de respiração conectorizado com o cabo SC e com a máscara de silicone. Na parte inferior da figura vemos o tubo metálico usado para proteger a fibra, onde notam-se as aberturas laterais para entrada da respiração.

O sinal do padrão de interferência foi monitorado com um interrogador de redes de Bragg comercial (I-MON E-USB, Ibsen Photonics). O sinal foi adquirido a cada 16,0 ms, rápido suficiente para monitorar a respiração humana. Na figura 4.12, mostramos o gráfico do sinal de reflexão do dispositivo, adquirido com um analisador de espectro óptico (OSA) para dois

momentos diferentes. O primeiro, é o espectro para o dispositivo em ar, e o segundo, é quando uma expiração chega ao dispositivo. O espectro tem deslocamento aproximadamente 180 pm, o que pode ser facilmente resolvido com interrogador de FBG.

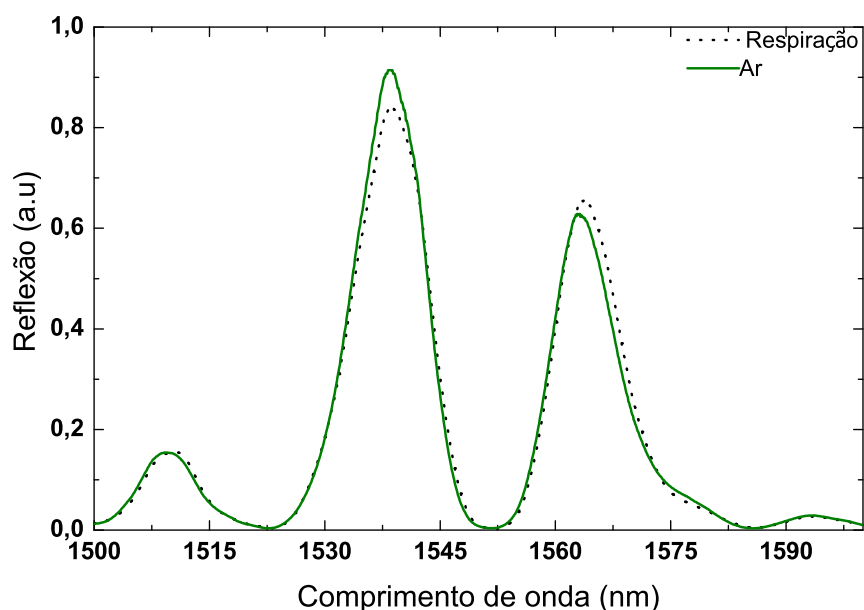


Figura 4.12: Espectro de reflexão do dispositivo em dois momentos. Na linha verde contínua, o dispositivo encontra-se no ar, e na linha pontilhada preta, o dispositivo está na presença de umidade da respiração.

A máscara com o sensor de umidade foi montada num paciente para realizarmos testes de respiração. O primeiro teste consistiu em fazer o monitoramento da respiração normal do paciente. Ao mesmo tempo que o paciente usava a máscara para monitoração da respiração, um frequencímetro cardíaco estava monitorando a frequência cardíaca. Para esse teste, o paciente apresentava frequência cardíaca de 82 bpm (batidas por minuto). Na figura 4.13, mostramos o gráfico do deslocamento do padrão de interferência do dispositivo para o teste de respiração mencionado acima. Notamos que o sensor tem resposta rápida à respiração humana, porém, isso está limitado a resposta do interrogador, que é igual a 1 KHz. Para testar a capacidade de adaptação do nosso dispositivo, o paciente então foi submetido a exercícios aeróbicos, para que a frequência cardíaca aumentasse. A máscara era colocada no paciente imediatamente após o exercício, sendo possível monitorar a respiração do nariz e também da boca, se assim acontecesse. Foram realizadas medidas para duas diferentes frequências cardíacas, 110 bpm e 135 pm (Fig. 4.14). Para cada frequência cardíaca distinta do paciente, notamos uma mudança

no deslocamento do padrão de interferência. Quanto maior for a frequência cardíaca, menor será o tempo de cada expiração. O que faz sentido, pois com o aumento da atividade física, aumenta a queima de oxigênio em nosso organismo.

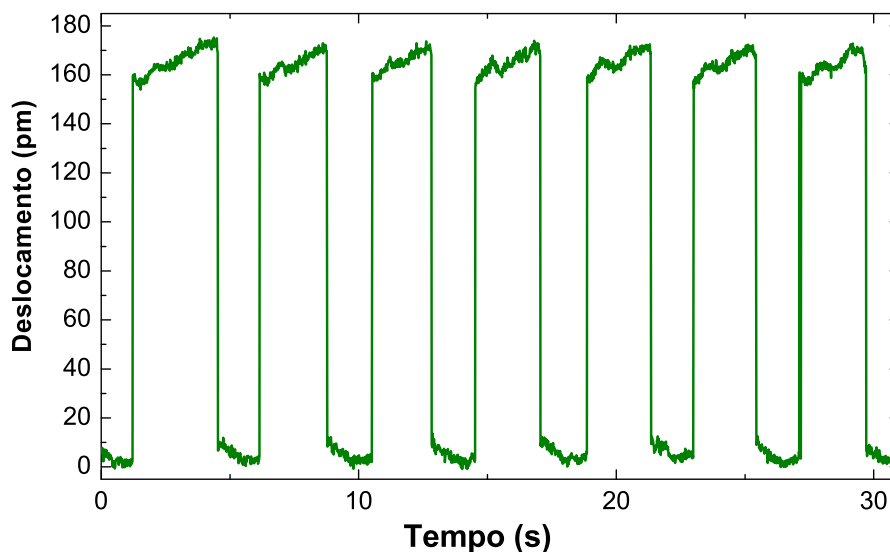


Figura 4.13: Deslocamento do padrão de interferência em função do tempo para teste de respiração quando o paciente encontra-se com 82 bpm.

Realizamos estes testes para várias frequências cardíacas, e plotamos o gráfico da relação da duração da expiração humana com a frequência cardíaca, o resultado é mostrado na Fig.4.15. Percebemos que quanto maior a frequência cardíaca, menor será a duração do expiração. Lembramos aqui que esse resultado é para ilustrar o comportamento da respiração humana, e não para ilustrar como sensor de frequência cardíaca. Um outro teste consistiu em fazer o paciente respirar normalmente e parar totalmente a respiração por alguns segundos, para ver como responderia o sensor. O resultado é mostrado na figura 4.16. Pode-se notar que o dispositivo não tem nenhuma resposta no deslocamento do sinal de reflexão quando o voluntário não respirava. Os resultados mostrados na figura 4.16 sugerem que o nosso dispositivo pode ser útil no estudo ou diagnóstico de síndrome da apnéia, uma doença caracterizada por pausas na respiração anormal ou instâncias da respiração anormalmente baixos, durante o sono. Um dos possíveis problemas que podem afetar o funcionamento do dispositivo aqui apresentado é a sujeira que pode contaminar a fibra, além disso outra fonte de possíveis erros está na distância entre o nariz

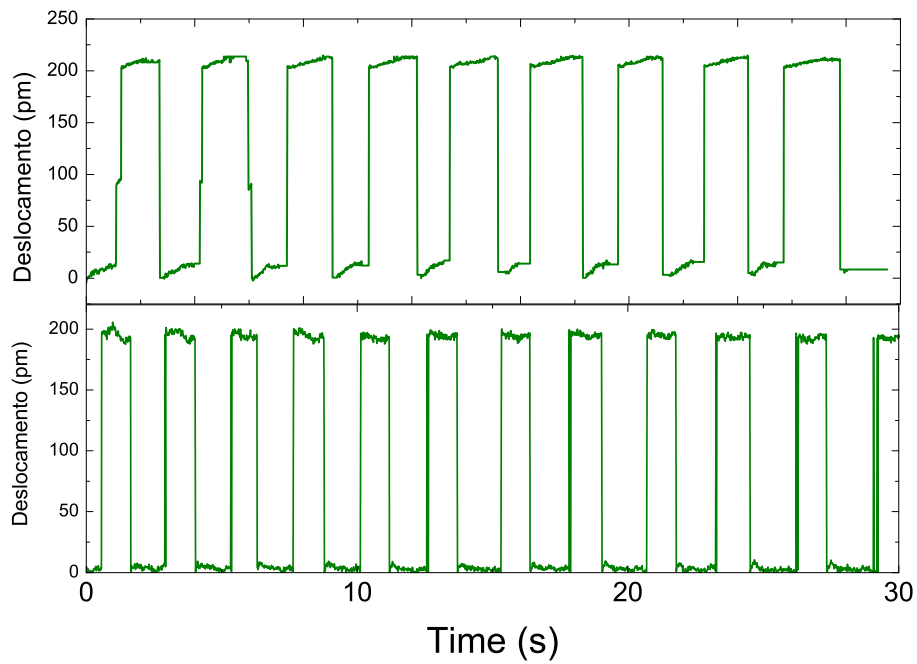


Figura 4.14: Deslocamento do espectro em função do tempo para diferentes frequências cardíacas. Na parte superior da figura temos o resultado quando o paciente possui 110 bpm, e na parte inferior, temos o resultado do paciente com 135 bpm.

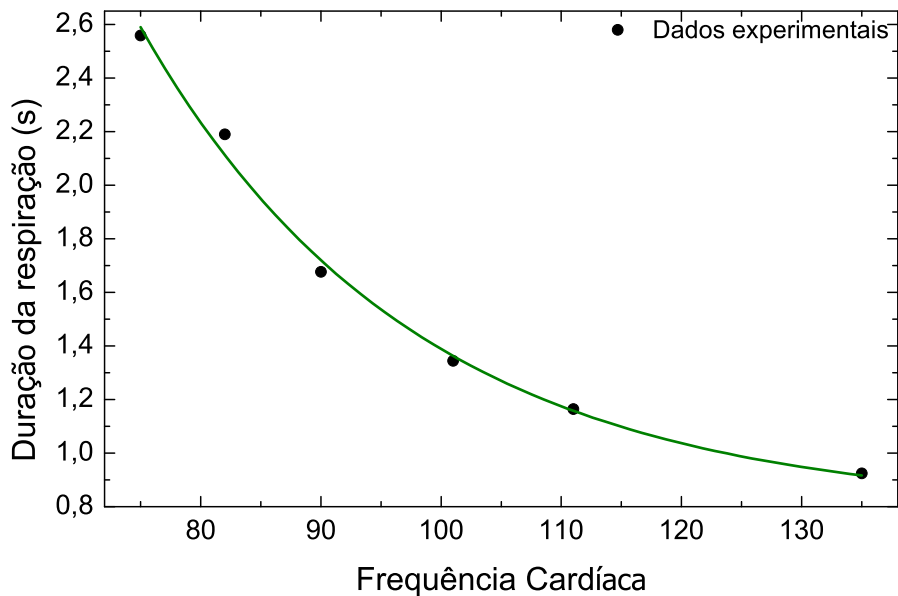


Figura 4.15: Relação da frequência cardíaca pelo tempo da expiração do paciente.

do paciente e a fibra. A primeira questão pode ser superada com a limpeza do

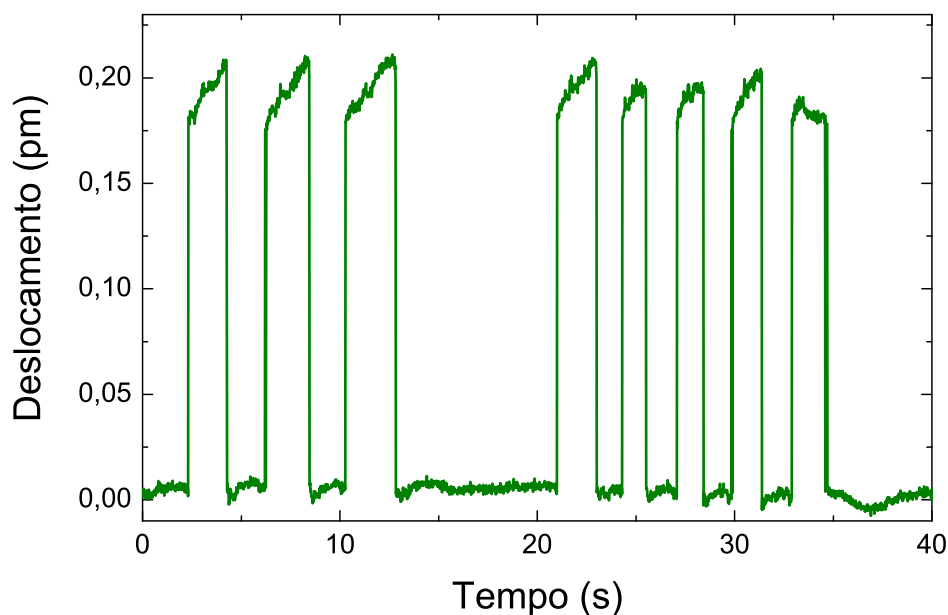


Figura 4.16: Deslocamento do sinal do espectro em função do tempo com variações anormais na respiração.

sensor, por exemplo, com a utilização de solventes comercialmente disponíveis e até mesmo com a esterilização do dispositivo. Flutuações da distância entre o nariz e o sensor não podem ser eliminadas. Porém, o sensor apresentado aqui mostrou resultados satisfatórios mesmo operando a uma distância de 3,0 cm do nariz do paciente.

Os resultados discutidos acima são promissores, uma vez que indicam que o nosso dispositivo pode acompanhar os ciclos de respiração quaisquer que sejam as taxas de respiração ou condição. No entanto, para o dispositivo vir a ser útil como um sensor respiratório de pacientes em um cenário real, tais como monitoramento de apnéia do sono, é necessário que o dispositivo satisfaça algumas exigências. Uma delas diz respeito ao seu tamanho; as limitações de tamanho foram analisadas construindo interferômetros de diferentes comprimentos. Foram também testados possíveis modos de falha, um deles consistiu em dobrar a fibra, e ver se o sinal do sensor sofria alguma mudança ou perda total. A figura 4.17 mostra o padrão de interferência observado em um dispositivo de 12,0 mm de comprimento, no qual o cabo de fibra foi submetido a movimentos de flexão que geralmente podem ser causados pelo movimento do paciente. Embora a intensidade do padrão varie a posição do pico durante a realização da medida permanece inalterada. Isto sugere que

os movimentos involuntários ou voluntários do paciente ou do cabo de fibra não irão afetar as medições. Outra causa de possível falha do dispositivo é quando uma pessoa tosse ou cospe no dispositivo. No entanto, esses problemas podem ser evitados, encaixando o dispositivo em um grampo nasal para prender o sensor em uma das narinas ou em uma embalagem adequada.

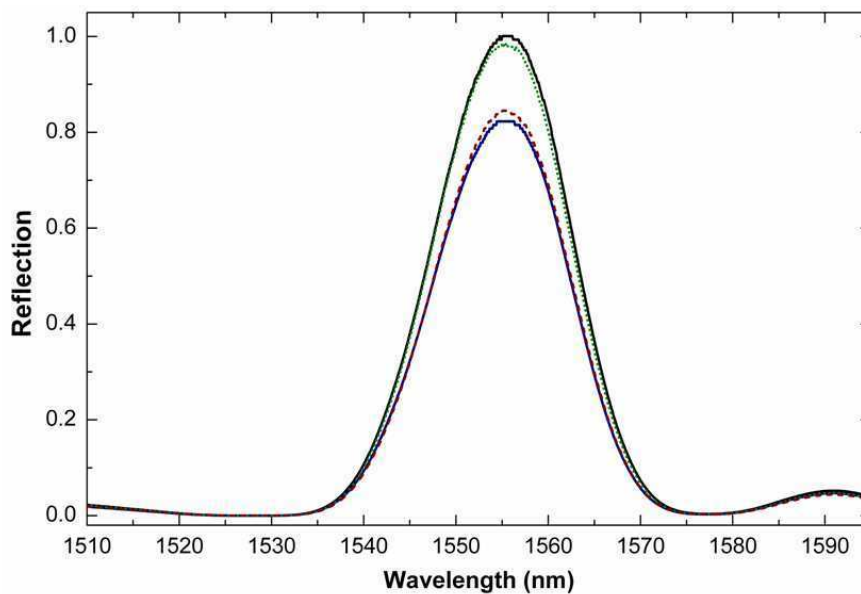


Figura 4.17: Espectro óptico do sinal de reflexão para dispositivo com 12,0 mm de comprimento quando submetido a dobras. O sinal perde intensidade, mas a posição permanece inalterada. Cada linha represente uma dobra efetuada na fibra.

4.4 Conclusão

Nesse capítulo demonstramos um interferômetro modal para sensoriamento de mudanças de índices de refração. O dispositivo tem seu processo de fabricação rápido e simples, necessitando apenas da clivagem e fusão entre a fibra PCF e fibra padrão. Demonstramos aqui uma técnica de colapso das microestruturas de uma PCF, para criar uma interferência entre os modos da fibra, onde o padrão de interferência apresenta um contraste das franjas acima dos 40 dB. O dispositivo mostrou-se robusto, pois é feito apenas com uma emenda entre as fibras, e apresenta baixa sensibilidade térmica.

O sensor possui uma boa resposta para a mudança de índice de refração do meio externo. Para medidas da potência em reflexão atingimos

uma sensibilidade de 2764,6 dB/RIU. Considerando que os equipamentos de medidas de potência podem medir a variação de até 0,01 dB, o sensor aqui apresentado, pode resolver uma variação de até $3,6 \times 10^{-6}$ no índice de refração.

Com os resultados demonstrados aqui, podemos concluir que o dispositivo é promissor para aplicações onde uma alta resolução é necessária, como por exemplos, em reações bioquímicas.

Demonstramos também o uso de um interferômetro feito com uma PCF para fabricação de um sensor de umidade aplicado para o monitoramento de respiração. Até o presente momento, esse dispositivo por nós apresentado, foi o primeiro sensor de respiração que faz uso de uma PCF como elemento sensor. O dispositivo não apresenta qualquer tipo de deposição, ou mudança na superfície da fibra (como um taper por exemplo), o que o torna robusto para uso em campo. A fabricação do dispositivo é simples, já que faz uso apenas de clivagem e emenda entre fibras.

Nossos resultados sugerem que o dispositivo possa ser usado para monitorar a respiração de uma pessoa, qualquer que seja a taxa de respiração. Todos os componentes do interferômetro são ou podem ser feitos de materiais dielétricos, assim, o dispositivo pode ser utilizado em aplicações críticas, tais como, ressonância magnética ou alguns tratamentos oncológicos, onde os sensores de respiração elétrica podem não funcionar adequadamente ou não são recomendado por apresentarem potencial de queima. O dispositivo aqui proposto também pode ser útil no diagnóstico de doenças graves, como a síndrome da apnéia, entre outros. A possibilidade de desenvolver um monitor portátil de respiração é viável, uma vez que existem avanços consideráveis no desenvolvimento de fontes de luz em miniatura (LEDs) e detectores. Além disso interrogadoras de FBGs compactas e portáteis unidades estão surgindo. Assim, no futuro próximo o sensor de umidade aplicado ao monitoramento de respiração aqui proposto, pode ser incorporado em equipamentos médicos de diagnóstico portáteis.