



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**SENSOR ÓPTICO BASEADO EM  
INTERFERÔMETRO EM FORMATO DE BALÃO  
COM MANUFATURA ADITIVA PARA O  
MONITORAMENTO DA RESPIRAÇÃO**

MATEUS NASCIMENTO COSTA

DM 35/2025

UFPA / ITEC / PPGEE  
Campus Universitário do Guamá  
Belém-Pará-Brasil

2025

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MATEUS NASCIMENTO COSTA

**SENSOR ÓPTICO BASEADO EM INTERFERÔMETRO EM FORMATO  
DE BALÃO COM MANUFATURA ADITIVA PARA O  
MONITORAMENTO DA RESPIRAÇÃO**

Dissertação submetida à Banca Examinadora do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFPA para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica na Área de Telecomunicações.

Orientador: Prof. Dr. João Crisóstomo Weyl Albuquerque Costa

DM 35/2025

UFPA / ITEC / PPGEE  
Campus Universitário do Guamá  
Belém-Pará-Brasil

2025

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD  
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará  
Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)**

---

N244s Nascimento Costa, Mateus.  
Sensor óptico baseado em interferômetro em formato de balão  
com manufatura aditiva para monitoramento da respiração / Mateus  
Nascimento Costa. — 2025.  
xiv, 45 f. : il. color.

Orientador(a): Prof. Dr. João Crisóstomo Weyl Albuquerque  
Costa

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará,  
Instituto de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Elétrica, Belém, 2025.

1. Interferômetro de Mach-Zhender. 2. Modos de Galeria  
Susurrante. 3. Respiração. 4. Sensor Óptico. I. Título.

CDD 621.3

---

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**SENSOR ÓPTICO BASEADO EM INTERFERÔMETRO EM FORMATO  
DE BALÃO COM MANUFATURA ADITIVA PARA O  
MONITORAMENTO DA RESPIRAÇÃO**

AUTOR: MATEUS NASCIMENTO COSTA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À BANCA EXAMINADORA APROVADA PELO COLEGIADO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA, SENDO JULGADA APROVADA PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA NA ÁREA DE TELECOMUNICAÇÕES.

APROVADA EM: 29/10ff/2025

**BANCA EXAMINADORA:**

---

**Prof. Dr. João Crisóstomo Weyl Albuquerque Costa**  
(Orientador - PPGEE / UFPA)

---

**Prof. Dr. Gilvan Soares Borges**  
(Avaliador Interno - PPGEE / UFPA)

---

**Dr. Victor Henrique Rodrigues Cardoso**  
(Avaliador Externo - Pesquisador / UFPA)

**VISTO:**

---

**Prof. Dr. Diego Lisboa Cardoso**  
(Coordenador do PPGEE/ITEC/UFPA)

*Aos meus pais, por todo o apoio e incentivo durante minha jornada acadêmica.*

# Agradecimentos

Chegar a este final de mestrado com tanta bagagem de conhecimento adquirida nesses dois anos de cursos fundamentais para a minha formação como acadêmico não foi fácil. Isso só foi possível pelo meu esforço e dedicação, mas também graças à ajuda de várias pessoas que ajudaram a montar este trabalho e me fortaleceram mentalmente durante toda a formação.

Por isso, gostaria de agradecer os meus professores e orientadores, o Prof. Dr. João Crisóstomo Costa e a Prof.<sup>a</sup> Dr. Maria Thereza Giraldi, Dr. Victor Henrique Cardoso e Prof. Dr. Gilvan Borges. Todos eles me deram a oportunidade de receber e produzir o conhecimento que tenho hoje. Também a todos os meus colegas do Laboratório de Eletromagnetismo Aplicado, em especial ao meu colega Marcos de Souza, que ajudou muito na pesquisa, e à secretária Liane Barbosa, que sempre me apoiou. Ademais, agradeço aos professores Paulo Caldas, Orlando Frazão e José L. Santos, do INESC-TEC (Porto, Portugal), que apoiaram e contribuíram para as publicações nas quais eu fui autor.

Além disso, agradeço à minha família: os meus pais, Simone e Afonso; a minha irmã e o meu cunhado, Sue e Arthur; a minha sobrinha querida, Nicole; as minhas gatas, Qiyana e Alune; e o meu amor, Pedro. Eles me apoiaram emocional e financeiramente em um momento difícil, em que eu precisei muito da minha rede de apoio para seguir em frente. Aos meus amigos, principalmente a Ádrea, o Daniel, a Angélica, o Magno e o Heider, sempre me apoiaram, tanto nas felicidades quanto nas tristezas e são muito importantes na minha vida.

*“O sucesso é gostar de si mesmo, gostar do que faz e gostar de como fazê-lo.”*

*Maya Angelou*

# Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a avaliação de um sensor de respiração de fibra óptica baseado em um interferômetro em formato de balão com um modelo impresso em 3D. As medições biológicas desempenham um papel fundamental na manutenção de uma vida saudável, pois podem prever e indicar distúrbios em vários sistemas do corpo, afetando indivíduos desde a primeira infância até os idosos. O monitoramento da respiração pode detectar alterações nos estágios iniciais da sepse, da síndrome da resposta inflamatória sistêmica e da insuficiência respiratória, além de monitorar a asma, a apneia obstrutiva do sono e outras variações nos padrões respiratórios. A necessidade de monitorar a respiração levou a avanços nos métodos de coleta de dados, incluindo interferômetros piezoelétricos, capacitivos e dispositivos de fibra óptica que empregam técnicas como modulação de intensidade ou comprimento de onda. O interferômetro em forma de balão foi escolhido devido aos seus baixos custos de produção e manutenção, alta sensibilidade e resistência à interferência eletromagnética. O sensor proposto apresenta alta sensibilidade a variações na ordem de micrômetros e tem um alcance de medição de 10 mm. No entanto, para medir um ciclo completo de respiração, o movimento torácico resulta em uma expansão do protótipo de no mínimo 20 mm. Conseqüentemente, um modelo adicional impresso em 3D na forma de um arco é utilizado, resolvendo o problema do alcance ao permitir que a fibra transforme movimentos substanciais em pequenos deslocamentos. Além disso, o protótipo é fixado ao corpo do voluntário por meio de uma cinta elástica para permitir a movimentação e maior conforto na sua utilização. Um osciloscópio mede as alterações na intensidade ao longo do tempo com uma faixa de 4,62 dB, e o Analisador de Espectro Óptico (*Optical Spectrum Analyser* - OSA) onde é possível observar um deslocamento de 8,45 nm. Esse sensor pode monitorar ciclos de respiração e padrões irregulares de respiração com alta precisão e sensibilidade, com baixo custo e usabilidade de longo prazo, sendo ideal para uso médico.

**Palavras-chave:** Interferômetro de Mach-Zhender; Modos de Galeria Susurrante; Respiração; Sensor óptico

# Abstract

This paper presents the development and evaluation of a fiber optic respiration sensor based on a balloon-shaped interferometer with a 3D printed model. Biological measurements play a key role in maintaining a healthy life, as they can predict and indicate disturbances in various body systems, affecting individuals from early childhood to the elderly. Monitoring breathing can detect changes in the early stages of sepsis, systemic inflammatory response syndrome and respiratory failure, as well as monitoring asthma, obstructive sleep apnea and other variations in breathing patterns. The need to monitor breathing has led to advances in data collection methods, including piezoelectric interferometers, capacitive interferometers and fiber optic devices that employ techniques such as intensity or wavelength modulation. The balloon-shaped interferometer was chosen due to its low production and maintenance costs, high sensitivity and resistance to electromagnetic interference. The proposed sensor is highly sensitive to variations in the order of micrometers and has a measuring range of 10 mm. However, to measure a complete breathing cycle, thoracic movement results in an expansion of the prototype of at least 20 mm. Consequently, an additional 3D-printed model in the form of an arc is used, solving the range problem by allowing the fiber to transform substantial movements into small displacements. In addition, the prototype is fixed to the volunteer's body by means of an elastic strap to allow movement and greater comfort in use. An oscilloscope measures changes in intensity over time with a range of 4.62 dB, and the Optical Spectrum Analyzer (OSA) where a displacement of 8.45 nm can be observed. This sensor can monitor breathing cycles and irregular breathing patterns with high precision and sensitivity, at low cost and with long-term usability, making it ideal for medical use.

**Key-words:** Mach-Zhender interferometer; Whispering Gallery Modes; Breathing; Optical sensor

# Lista de figuras

Figura 1	– Representação da expansão do tórax durante a respiração pulmonar . . . . .	7
Figura 2	– Representação da frequência respiratória em relação a anomalias na respiração . . . . .	8
Figura 3	– Representação da frequência respiratória normal e exemplos de anomalias . . . . .	9
Figura 4	– Esquemático dos eixos na fibra . . . . .	10
Figura 5	– Experimento de Young com duas fendas . . . . .	14
Figura 6	– Esquemáticos do interferômetro de Mach-Zehnder. (a) Configuração baseada em duas fibras e acopladores. (b) Configuração <i>in-line</i> , baseada na técnica de descasamento de diâmetro de núcleo para excitação de modos de casca. . . . .	16
Figura 7	– Representação esquemática do confinamento de um Modo de Galeria Sussurrante (WGM) na interface de uma fibra óptica por meio de reflexão interna total . . . . .	18
Figura 8	– Representação esquemática do interferômetro em formato de balão, ilustrando o caminho do modo do núcleo e a excitação dos modos de casca (incluindo WGMs) na seção curvada . . . . .	21
Figura 9	– Diagrama esquemático da configuração experimental utilizada para o monitoramento respiratório . . . . .	23
Figura 10	– Estrutura de suporte em formato de arco, fabricada em PLA por impressão 3D, modelo derivado de <a href="#">Cardoso et al. (2022)</a> . . . . .	25
Figura 11	– Esquemático do arco em PLA com ênfase nas forças atuantes . . . . .	26
Figura 12	– Setup experimental para o teste de deslocamento . . . . .	26
Figura 13	– (a) Caracterização espectral da peça confeccionada, em PLA, sob deformação e (b) análise de regressão linear dos dados obtidos para a peça em PLA . . . . .	28
Figura 14	– (a) Caracterização espectral da peça confeccionada, em TPU, sob deformação e (b) análise de regressão linear dos dados obtidos para a peça em TPU . . . . .	29
Figura 15	– Posicionamento da faixa elástica com o sensor (a) no abdômen, (b) no peito e (c) no dorso do voluntário. . . . .	30
Figura 16	– Sinal respiratório obtido com o sensor posicionado no (a) abdômen, (b) peito e (c) dorso . . . . .	31
Figura 17	– Curvas de resposta do sensor durante um ciclo de inspiração e expiração, evidenciando a sensibilidade e a histerese do sistema . . . . .	33
Figura 18	– Monitoramento da frequência respiratória por 60 segundos, registrando 19 RPM. . . . .	34

# Lista de tabelas

Tabela 1 – Especificações geométricas fibra óptica (Corning, SMF-28) . . . . .	24
Tabela 2 – Tabela de Fator Conforto do Sensor . . . . .	32

# Lista de abreviaturas e siglas

CO <sub>2</sub>	Dióxido de Carbono
FBG	<i>Fiber Bragg Grating</i>
FPGA	<i>Field Programmable Gate Array</i>
FSR	<i>Free Spectral Range</i>
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i> - Largura à Meia Altura
GPS	Sistema de Posicionamento Global
IoT	<i>Internet of Things</i> - Internet das Coisas
LiBr	Brometo de Lítio
MMF	<i>Multi Mode Fiber</i> - Fibra multimodo
MZI	<i>Mach-Zehnder Interferometer</i> - Interferômetro de Mach-Zehnder
OFS	<i>International Conference on Optical Fiber Sensors</i>
OPL	<i>Optical Path Length</i> - Comprimento de caminho óptico
PCF	<i>Photonic Crystal Fiber</i> - Fibra Microestruturada
PDMS	Polidimetilsiloxano
PLA	<i>Polylactic Acid</i> - Ácido Polilático
TPU	<i>Thermoplastic Polyurethane</i> - Poliuretano Termoplástico
PMF	<i>Polarization Maintaining Fiber</i> - Fibra Mantenedora de Polarização
PMMA	Polimetil Metacrilato
POF	<i>Plastic Optical Fiber</i> - Fibra Óptica Plástica
RPM	Respirações por Minuto
SCF	<i>Seven Core Fiber</i> - Fibra com sete núcleos
SLD	<i>Super Luminescent Diode</i> - Diodo Superluminescente
SMF	<i>Single Mode Fiber</i> - Fibra monomodo

SMS	<i>singlemode-multimode-singlemode</i> - monomodo-multimodo-monomodo
SPIE.	<i>International Society for Optics and Photonics</i>
SPR	<i>Surface Plasmon Resonance</i> - Ressonância de Plasmon de Superfície
TPU	Poliuretano Termoplástico
UFPA	Universidade Federal do Pará
WGMs	<i>Whispering Gallery Modes</i> - Modos de Galeria Sussurrante

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1	Contexto	1
1.2	Objetivos	3
1.2.1	Objetivo Geral	3
1.2.2	Objetivos Específicos	3
1.3	Trabalhos Relacionados	3
1.4	Estrutura do Documento	5
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>6</b>
2.1	Fisiologia da Respiração	6
2.1.1	Mecânica da Respiração Pulmonar	6
2.1.2	Anomalias na Respiração	7
2.2	Propagação em Guias Dielétricos Cilíndricos	10
2.3	Interferência Óptica	12
2.3.1	Interferômetro de Mach-Zehnder	14
2.3.2	Modos de Galeria Sussurrante	17
2.3.3	Interferômetro em Formato de Balão	20
<b>3</b>	<b>SETUP EXPERIMENTAL</b>	<b>23</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>27</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>35</b>
5.1	Trabalhos Futuros	35
5.2	Publicações Oriundas da Pesquisa	36
	<b>Referências</b>	<b>37</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Contexto

Os avanços tecnológicos têm impulsionado a incorporação de inovações nos mais diversos setores da sociedade, tornando-se um fator essencial para promover eficiência, acessibilidade e qualidade de vida. Neste contexto, os sensores de fibra óptica se tornaram de grande importância com aplicações que abrangem a medição de múltiplos parâmetros. Suas implementações incluem tanto grandezas físicas e mecânicas, como temperatura (WANG et al., 2021b), pressão (CHI et al., 2024) e deslocamento (CAI; AI; ZHAO, 2022a), quanto químicas, como a detecção de umidade (AL-HAYALI; SALMAN; AL-JANABI, 2021) e a medição de pH (Kadhim Al-Hayali; SALMAN; Hadi Al-Janabi, 2022). A versatilidade desses sensores permite sua aplicação em várias áreas da ciência e da vida cotidiana, contribuindo para a segurança de pessoas e a integridade de equipamentos.

Por conseguinte, os sensores baseados em fibra óptica apresentam vantagens significativas quando comparados aos sensores elétricos convencionais. Entre seus principais atributos, destacam-se a imunidade à interferência eletromagnética, a segurança em ambientes inflamáveis, além de alta sensibilidade e precisão (DUTTA et al., 2021; ROVERA et al., 2023). Adicionalmente, são dispositivos leves, flexíveis e capazes de transmitir sinais por longas distâncias com perdas insignificantes (PENG et al., 2023). A compatibilidade com tecnologias avançadas, como a Internet das Coisas (IoT, *Internet of Things*) e a inteligência artificial, aliada à sua durabilidade e baixa necessidade de manutenção, resulta em uma redução de custos a longo prazo, tornando-os uma solução economicamente viável (VENKETESWARAN et al., 2022; REN et al., 2024).

Essas propriedades qualificam os sensores de fibra óptica como uma tecnologia ideal para o campo biomédico. A biocompatibilidade, o tamanho reduzido e a flexibilidade dos materiais ópticos permitem sua integração segura em dispositivos vestíveis (*wearables*) e equipamentos que entram em contato direto com o paciente, eliminando os riscos associados aos componentes elétricos (ZHANG et al., 2023). A alta sensibilidade é de suma importância para a medição precisa de sutis variações fisiológicas, abrindo caminho para diagnósticos mais detalhados e monitoramento contínuo de sinais vitais. Além do mais, em âmbito hospitalar há ambientes com alta atividade eletromagnética, como em exames de ressonância magnética, que impedem o uso de equipamentos de medição convencionais para monitoramento do paciente (ZHANG et al., 2023).

O monitoramento de sinais vitais, em especial a respiração, é fundamental no diagnóstico precoce de condições clínicas, no acompanhamento de pacientes crônicos e na prevenção do agravamento de doenças (KELLETT; SEBAT, 2017). Um exemplo é o acompanhamento de

pacientes com apneia do sono, uma condição associada a fatores de risco como obesidade, hipertensão e consumo de álcool, e cuja identificação depende de uma avaliação precisa dos padrões respiratórios (LI et al., 2024; ZHOU et al., 2024).

Ademais, a pandemia de COVID-19 evidenciou novos desafios para a saúde respiratória global. Observou-se que uma parcela significativa de pacientes apresenta sintomas persistentes após a hospitalização, como fadiga crônica, dispneia e tosse prolongada, que podem durar de quatro semanas a mais de seis meses, a qual foi estimada em 41,79% a nível mundial (NALBANDIAN et al., 2021; PIERCE et al., 2022; RAZAK et al., 2024). Esse cenário intensificou a demanda por soluções tecnológicas que permitam o monitoramento contínuo e não invasivo da função respiratória, tanto em ambientes clínicos quanto domiciliares. Tal necessidade reflete uma tendência global pela busca de dispositivos que aliem sensibilidade e confiabilidade a um design prático e integrado ao cotidiano dos usuários (MCDONALD, 2024).

Essas demandas visam, sobretudo, a detecção precoce de quadros que exigem atenção especial, como em idosos ou pacientes com comorbidades. Nesse sentido, o sensor de fibra óptica se mostra ideal para o monitoramento hospitalar, devido à sua imunidade eletromagnética e ao custo relativamente baixo de aquisição e manutenção. Simultaneamente, sua natureza não invasiva e confortável permite o acompanhamento de pacientes em casa, monitorando a evolução de sintomas prolongados com alta repetibilidade. Essa abordagem possibilita que a equipe médica avalie os sinais vitais em tempo real e, ao associar os dados a técnicas de aprendizado de máquina, possa prever possíveis agravamentos do quadro clínico decorrentes do desconforto respiratório (CHEN et al., 2014).

Assim, no setor da saúde, o monitoramento da função respiratória é de alta importância e é amplamente discutida na literatura de sensores de fibra óptica. Exemplos incluem o desenvolvimento de tecidos inteligentes para monitoramento contínuo (PRESTI et al., 2017; SADEK et al., 2020), a integração de sensores em tubos respiratórios (BAO et al., 2021) e a medição de parâmetros fisiológicos associados, como a concentração de dióxido de carbono (LIU et al., 2022), a umidade relativa (YUAN et al., 2021) e a temperatura do ar exalado (MANUJLO; OSUCH, 2017). Além disso, a detecção precisa do movimento torácico é uma abordagem consolidada para avaliar a frequência e o padrão respiratório (LI et al., 2022; ISSATAYEVA et al., 2020; LEAL-JUNIOR et al., 2019; AHN et al., 2019).

Diante deste panorama, é importante evidente a necessidade de desenvolver dispositivos vestíveis equipados com sensores avançados que garantam alta precisão, durabilidade e repetibilidade no monitoramento respiratório. Este trabalho tem como objetivo central propor e analisar uma configuração de sensor de fibra óptica vestível, projetado para operar em ambiente hospitalar e adicionalmente com potencial para âmbito domiciliar. A abordagem adotada visa não apenas atender a rigorosos requisitos técnicos, mas também oferecer soluções adaptáveis e centradas no paciente, alinhadas às mais recentes tendências da saúde digital e personalizada.

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivo Geral

Desenvolver um setup de monitoramento respiratório baseado em um sensor de fibra óptica em formato de balão integrado a uma estrutura de suporte, fabricada por impressão 3D.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

- Projetar e fabricar os protótipos do sensor de fibra óptica, definindo a geometria da estrutura de suporte para a fibra em formato de balão e estabelecendo um método consistente para sua produção via manufatura aditiva (impressão 3D) e integração com a fibra.
- Caracterizar experimentalmente a resposta optomecânica do sensor em bancada de laboratório, avaliando parâmetros de desempenho essenciais como sensibilidade e linearidade, frente a estímulos mecânicos controlados que simulem a expansão torácica.
- Realizar uma análise comparativa entre as peças de diferentes materiais produzidas na impressora 3D, destacando qual apresenta melhor performance para o monitoramento respiratório.

## 1.3 Trabalhos Relacionados

De forma que esta pesquisa se situe no âmbito de outras análises e técnicas sobre sensores vestíveis para o monitoramento da respiração, é preciso fazer uma análise de trabalhos correlatos.

Em [Pang et al. \(2020\)](#), o sensor opera ao ser fixado no abdômen de uma pessoa por um cinto elástico; os movimentos de inspiração e expiração do abdômen introduzem curvatura na fibra *singlemode-multimode-singlemode* (SMS), gerando um sinal óptico correspondente à respiração. A otimização experimental revelou que uma fibra SMS com 30 mm de comprimento de fibra multimodo (*Multimode fiber* - MMF) oferece a maior sensibilidade e melhor linearidade para as curvaturas relevantes. O sistema de monitoramento é portátil e compreende um laser de onda contínua de 1550 nm, o cinto com o sensor SMS, um fotodiodo (InGaAs PDA10CS-EC, THORLABS), uma unidade de aquisição de tensão FPGA (*Field Programmable Gate Array*) e um computador. O processamento de sinais é robusto: o método de decomposição por *wavelet* é empregado no pré-processamento para eliminar desvios da linha de base e ruídos de baixa/alta frequência. Tal modulação difere do trabalho realizado nesta dissertação, que é feito de forma espectral. Ademais, o sensor em formato balão apresenta maior facilidade em seu processo de fabricação, constituindo um dos aspectos relevantes deste trabalho.

Já em [Wang et al. \(2021\)](#), é utilizada uma fibra óptica plástica (*Plastic Optic Fiber* - POF), na qual uma seção transversal é seccionada para se assemelhar a um D, que apresenta alta sensibilidade à curvatura. Portanto, o sensor é posicionado em uma faixa elástica com o propósito

de mensurar os movimentos da respiração na região abdominal. A metodologia empregada para a realização da interrogação é simples, consistindo na utilização de um LED na faixa de 645 nm e um fotodetector simples para detectar por modulação de intensidade. A fibra POF em forma de D tem sua sensibilidade aprimorada pela remoção parcial de seu revestimento e núcleo, criando uma zona sensível que altera a atenuação do sinal com a curvatura. Testes de curvatura demonstraram que o sensor POF em forma de D possui um coeficiente de determinação ( $R^2$ ) de 0.9977 para a resposta angular entre  $0^\circ$  e  $90^\circ$ . A principal vantagem do objeto de estudo é o seu custo extremamente baixo, estimado em menos de dez dólares.

Em [Gomes, Mello e Leal-Junior \(2023\)](#), é utilizada uma POF de baixo custo, porém a câmera e a lanterna do celular são empregadas no setup, reduzindo os gastos e tornando a tecnologia mais acessível ao público em geral. O sensor consiste em cinco metros de POF de polimetil metacrilato (PMMA) dispostas periodicamente em um cinto peitoral flexível, onde os movimentos de expansão do tórax durante a respiração induzem variações no sinal óptico, permitindo a detecção da respiração. O sistema desenvolvido é portátil e utiliza o smartphone como interrogador, com sua lanterna atuando como fonte de luz e a câmera como detector óptico para aquisição de imagem. Além disso, a conectividade pode ser estabelecida por meio da nuvem, onde os dados podem ser armazenados e processados.

O autor em [Taoping e Zhichao \(2022\)](#) demonstrou um sistema vestível de monitoramento em tempo real da frequência de pulso e da taxa de respiração baseado em sensores de fibra óptica tipo FBG (*Fiber Bragg Grating*). O sistema integra os sensores, o qual são conhecidos por sua flexibilidade, precisão e imunidade à interferência eletromagnética, em uma faixa elástica de nylon. A escolha do FBG é vantajosa para roupas inteligentes devido ao seu conforto e alta acurácia na medição. O monitoramento ocorre através da detecção de alterações nas grades induzidas pela deformação e estresse causados pelos movimentos periódicos de expansão e contração do tórax/abdômen durante a respiração e pela pulsação da artéria radial no pulso. Os experimentos realizados em diferentes estados: repouso, normal, exercício; e demonstraram a alta precisão do sistema. Para a taxa de respiração, o erro ficou dentro de  $\pm 0.2$  bpm com uma acurácia de reconhecimento de pontos característicos de 93.29%. Para a frequência cardíaca (pulso), o erro foi de  $\pm 2$  bpm com 99.28% de acurácia no reconhecimento do ponto principal da onda de pulso.

No trabalho de [Guo et al. \(2023\)](#), um sensor respiratório vestível baseado em Ressonância de Plasmon de Superfície (SPR, *Surface Plasmon Resonance*), utilizando uma fibra óptica com um filme compósito de fibroína de seda dopado com brometo de lítio (LiBr). Este sensor monitora a respiração ao responder às variações de umidade das vias aéreas durante a inalação e exalação. Diferente dos sensores de deformação, que podem ser afetados por movimentos corporais, este sensor de umidade oferece medições em tempo real com alta sensibilidade e precisão. Testes confirmaram sua capacidade de registrar diferentes estados e padrões de respiração, como respiração leve, normal e profunda, e respiração lenta e rápida. No entanto, essa configuração

tende a ser invasiva e desconfortável ao paciente.

No que se refere às fibras em formato de balão, é possível observar que [Mishra et al. \(2023\)](#) utilizou o interferômetro semelhante ao deste trabalho para monitorar a respiração e o pulso humanos. Assim, o sensor opera com base na interferometria modal, onde a flexão da SMF, induzida por movimentos fisiológicos como a respiração e o fluxo sanguíneo, causa interferência entre o modo do núcleo e os modos de revestimento de ordem superior, gerando um sinal óptico. Em contraste com as abordagens convencionais, os autores empregaram um filme de polímero flexível (PDMS, polidimetilsiloxano) para a fixação no pulso do paciente. O sensor em questão apresenta a capacidade de detectar estiramentos, tanto em orientação longitudinal quanto lateral, com repetibilidade em uma ampla gama (1000  $\mu\text{m}$ ), apresentando sensibilidade de 27.4  $\text{pm}/\mu\text{m}^{-1}$  para estiramento longitudinal e 11.6  $\text{m}/\mu\text{m}^{-1}$  para estiramento lateral.

Outro trabalho é [Shao et al. \(2024\)](#), o qual utiliza três tipos de fibra acopladas: SMF, fibra com sete núcleos (SCF, *Seven Core Fiber*) e uma junção descrita como em forma de cabaça (SMF–forma de cabaça–SCF–forma de cabaça–SMF). Neste, os modos de casca são excitados, formando um interferômetro de Mach-Zehnder ao se reacoplarem. Este sensor revela uma sensibilidade máxima de  $-7,039 \text{ dB}/\text{m}^{-1}$  e uma baixa sensibilidade cruzada à temperatura de  $-0,03 \text{ m}^{-1}/^\circ \text{C}$ , o que minimiza o impacto da temperatura corporal na medição da respiração. Apresenta-se como uma estrutura inovadora, com alta sensibilidade, porém seu processo de fabricação é custoso.

## 1.4 Estrutura do Documento

Esta dissertação está estruturada em cinco capítulos. O segundo capítulo apresenta a fundamentação teórica necessária para a compreensão do trabalho, iniciando com o conceito de interferometria como fenômeno óptico, seguido pela demonstração da configuração de Mach-Zehnder aplicada à fibra óptica e suas equações principais. Conclui-se esta seção com a análise da fibra em formato de balão utilizada no estudo. O terceiro capítulo descreve o setup experimental, detalhando os materiais e equipamentos utilizados, bem como o funcionamento de cada componente. No quarto capítulo, são apresentados e discutidos os resultados obtidos com os testes do sensor proposto, analisando sua robustez, confiabilidade, sensibilidade e comparando seu desempenho com outras técnicas existentes. Por fim, o último capítulo é dedicado à conclusão do trabalho.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O presente capítulo, tem por finalidade estabelecer o conhecimento conceitual e matemático necessário para a análise e modelagem do sensor óptico interferométrico desenvolvido neste trabalho. Para tal, este texto inicia com o estudo da fisiologia da respiração humana, mostrando o seu funcionamento e caracterizando suas anomalias. Depois, segue com o estudo detalhado da propagação eletromagnética em guias dielétricos cilíndricos, neste caso as fibras ópticas, abordando as Equações de Maxwell e a determinação dos modos guiados.

A partir desse fundamento, o desenvolvimento avança para integrar os princípios de Interferometria e a descrição dos Modos de Galeria Sussurrante, conceitos importantes para a compreensão do mecanismo de funcionamento do dispositivo.

### 2.1 Fisiologia da Respiração

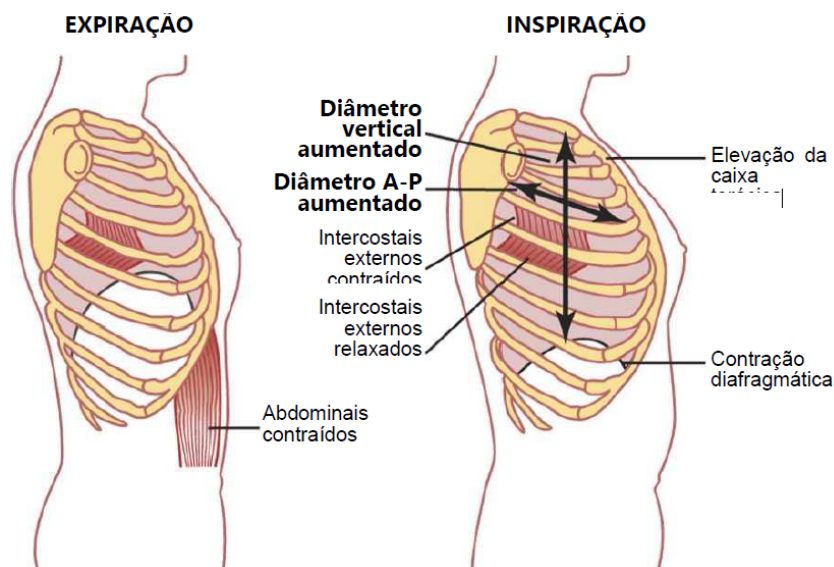
A respiração é um processo vital cuja frequência e padrão fornecem informações cruciais sobre o estado fisiológico. A frequência respiratória (FR), um sinal vital primário, refere-se ao número de ciclos respiratórios por minuto. Em adultos saudáveis em repouso, a taxa normal, conhecida como eupneia, situa-se entre 12 a 20 movimentos respiratórios por minuto (rpm). Desvios clinicamente significativos incluem a taquipneia, um aumento da frequência (tipicamente  $> 20$  mrpm), e a bradipneia, uma diminuição (tipicamente  $< 12$  rpm). Além da frequência, padrões anormais como os ritmos de Cheyne-Stokes ou Kussmaul podem indicar distúrbios complexos, enquanto a apneia representa a cessação completa da respiração. O mecanismo que permite esses padrões é detalhado a seguir ([WEST, 2013](#)).

#### 2.1.1 Mecânica da Respiração Pulmonar

A expansão e a contração dos pulmões são realizadas por meio de dois mecanismos principais demonstrados na Figura 1. O primeiro envolve os movimentos verticais do diafragma, que resultam na alteração da altura da cavidade torácica. O segundo mecanismo é a elevação e a depressão das costelas, as quais modificam o diâmetro frontal superior do tórax ([WEST, 2013](#)).

Dessa forma, a respiração normal em repouso é um processo predominantemente diafragmático. Durante a inspiração, a contração do diafragma desloca o pulmão para baixo, promovendo a entrada de ar. A expiração, por sua vez, ocorre de forma passiva com o relaxamento do diafragma, o qual permite que a retração elástica dos pulmões e das estruturas adjacentes comprima os pulmões e expulse o ar. Em contraste, durante a respiração vigorosa, a expiração passiva se torna insuficiente para a rápida exalação necessária. Nesses casos, o processo é auxiliado pela contração ativa da musculatura abdominal, que eleva o conteúdo

Figura 1 – Representação da expansão do tórax durante a respiração pulmonar



Fonte: (HALL, 2011)

abdominal contra o diafragma, aumentando a pressão intratorácica e forçando a saída do ar (WEST, 2013).

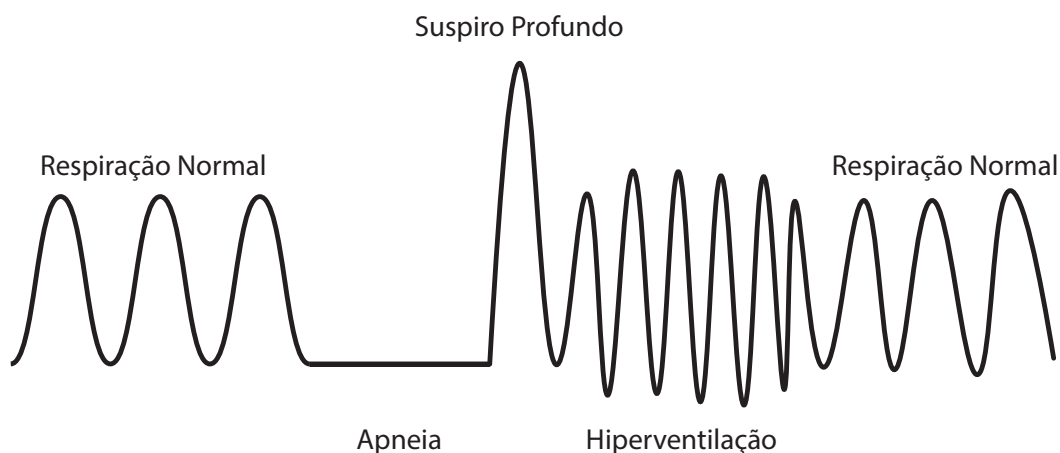
O segundo método para a expansão pulmonar consiste na elevação da caixa torácica. Em sua posição de repouso natural, as costelas apresentam uma inclinação inferior, permitindo que o esterno se posicione mais próximo da coluna vertebral. Durante a inspiração, contudo, a elevação da parte costal projeta as costelas para a frente. Esse movimento desloca o esterno para a frente, o afastando da coluna e, assim, resultando em um aumento do diâmetro anteroposterior do tórax, que pode alcançar aproximadamente 20% durante a inspiração máxima em comparação com a expiração (WEST, 2013).

### 2.1.2 Anomalias na Respiração

A regulação da respiração, um processo neurofisiológico complexo, é vulnerável a uma série de disfunções que podem se manifestar como anomalias no ritmo e na eficácia da ventilação como é representado na Figura 2. Tais patologias podem ser categorizadas com base em sua origem, distinguindo-se primariamente entre falhas no sistema de controle neural central e impedimentos mecânicos ao fluxo aéreo periférico (HALL, 2011).

As disfunções do controle central podem levar desde à supressão completa da atividade respiratória até a geração de ritmos ventilatórios patológicos. A supressão pode ocorrer em quadros de edema cerebral agudo, onde a elevação da pressão intracraniana compromete a perfusão do tronco encefálico e deprime o centro respiratório. Adicionalmente, o sistema de controle pode gerar padrões anômalos em resposta a distúrbios metabólicos ou neurológicos. Em quadros de acidose metabólica severa, por exemplo, o centro respiratório induz uma taquipneia (aumento da

Figura 2 – Representação da frequência respiratória em relação a anomalias na respiração

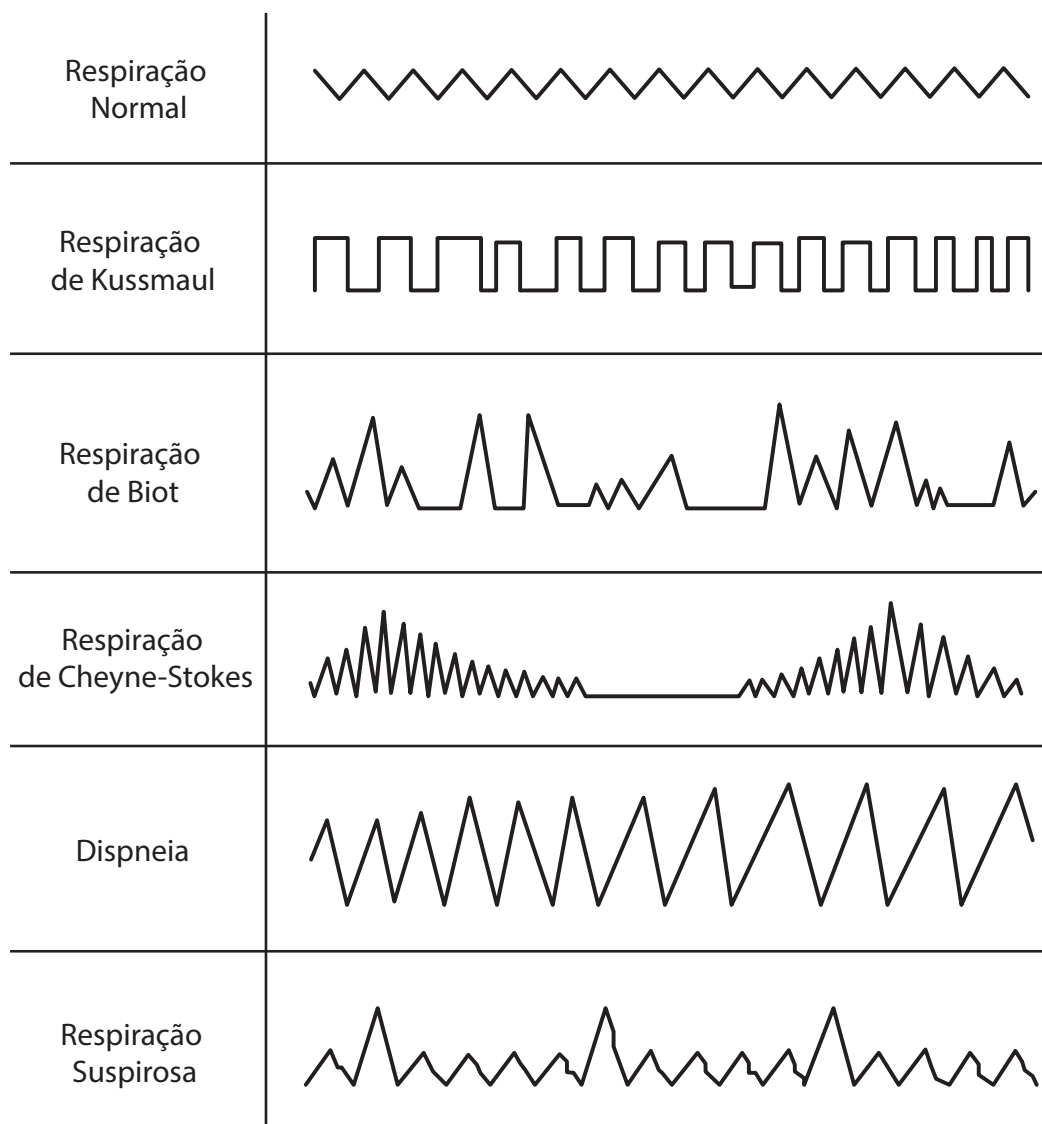


Fonte: Autor, adaptado de [Vidotto et al. \(2019\)](#)

frequência respiratória) que pode evoluir para o ritmo de Kussmaul, uma respiração profunda, rápida e laboriosa, relacionada ao ritmo de Cantani, que visa maximizar a eliminação de dióxido de carbono. Lesões no tronco encefálico, por outro lado, podem manifestar-se como o ritmo de Biot, caracterizado por agrupamentos de inspirações de amplitude variável intercalados por pausas de apneia irregulares, indicando uma grave desorganização do controle neural. Ademais, o controle central pode exibir instabilidades como a respiração periódica de Cheyne-Stokes. Esta se caracteriza por um padrão cíclico de aumento (crescendo) e diminuição (decrecendo) da amplitude ventilatória, intercalado por períodos de hipoventilação. Esta doença reside em um atraso no feedback quimiorreceptor entre a circulação pulmonar e o sistema nervoso central, o que gera um ciclo de hiperventilação seguida por uma supressão do comando respiratório ([HALL, 2011](#); [SILVERTHORN, 2017](#); [BARRETT et al., 2016](#)). Todos esses processos são exemplificados graficamente na Figura 3 que representam graficamente a frequência respiratória e como as suas anomalias se apresentam.

Além das disfunções de comando, outras anomalias derivam de impedimentos mecânicos. Na asma, a obstrução ao fluxo aéreo é predominantemente expiratória. Os bronquíolos, já em estado de broncoconstrição e edema, sofrem compressão durante a expiração forçada devido ao aumento da pressão intratorácica, o que aumenta a obstrução e dificulta a exalação, gerando o quadro clínico de dispneia (falta de ar). De forma análoga, a apneia obstrutiva do sono constitui outra desordem mecânica, caracterizada pelo colapso recorrente da faringe e das vias aéreas superiores durante o relaxamento muscular fisiológico do sono. Este colapso impede o fluxo aéreo, resultando em episódios de apneia que persistem até que a hipoxemia (baixa concentração de oxigênio no sangue arterial) e a hipercapnia (excesso de dióxido de carbono ( $CO_2$ ) no sangue) subsequentes provoquem um microdespertar e a reabertura da via aérea ([HALL, 2011](#); [SILVERTHORN, 2017](#); [BARRETT et al., 2016](#)).

Figura 3 – Representação da frequência respiratória normal e exemplos de anomalias



Fonte: Autor, adaptado de [Porto \(2019\)](#)

Além do mais, é importante inferir que a sensação de dispneia não está apenas associada a uma disfunção fisiológica ou mecânica. Em certas condições, a função respiratória pode estar objetivamente normal, mas a percepção de falta de ar persiste devido a um estado mental anômalo, quadro denominado dispneia neurogênica ou emocional. Fatores psicogênicos, como a atenção consciente no ato respiratório ou a apreensão psicológica relacionada à falta de ar em ambientes confinados, podem mudar a percepção e fazer com que o paciente tenha uma sensação de dispneia que não corresponde a uma necessidade fisiológica real, ilustrando a complexa interação entre os sistemas de controle autônomo, mecânico e perceptual da respiração. Outra manifestação de base psicogênica é a dispneia suspirosa, caracterizada por inspirações profundas e intermitentes (suspiros) que não correspondem a uma demanda metabólica, mas sim a um mecanismo para aliviar uma sensação subjetiva de ventilação inadequada. ([HALL, 2011](#); [SILVERTHORN, 2017](#); [BARRETT et al., 2016](#)).

## 2.2 Propagação em Guias Dielétricos Cilíndricos

A propagação de ondas eletromagnéticas em um guia de onda dielétrico cilíndrico, tal como uma fibra óptica, é iniciada pelas equações de Maxwell. Considerando um meio linear, isotrópico, homogêneo, sem fontes de cargas ou correntes, e assumindo uma dependência temporal harmônica da forma  $e^{j\omega t}$ , as equações do rotacional para os fasores de campo elétrico e magnético são dadas por (JACKSON, 2021; KEISER, 2010):

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega\mu\vec{H} \quad (2.1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = j\omega\epsilon\vec{E} \quad (2.2)$$

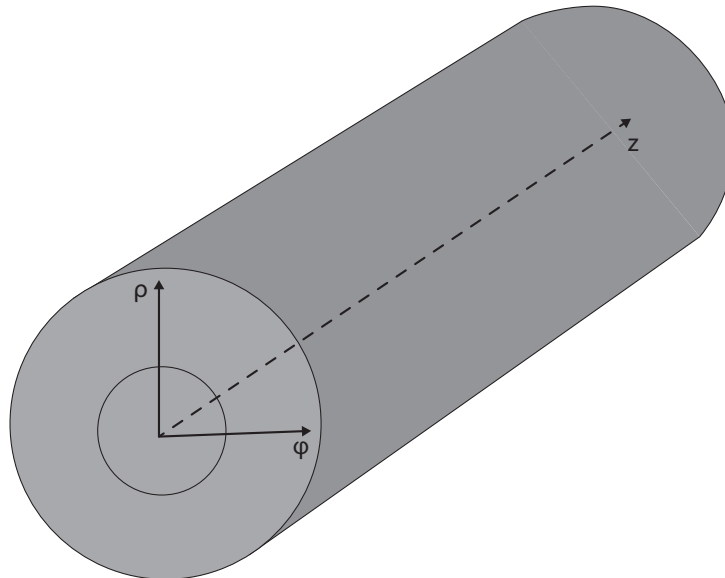
onde  $\omega$  é a frequência angular, enquanto  $\mu$  e  $\epsilon$  são a permeabilidade magnética e a permissividade elétrica do meio, respectivamente. Ao combinar as duas equações, é obtido a equação de onda de Helmholtz vetorial,

$$\nabla^2 \vec{E} + k^2 \vec{E} = 0 \quad (2.3)$$

com uma equação análoga para o campo magnético  $\vec{H}$ . O termo  $k^2 = \omega^2\mu\epsilon$  representa o quadrado do número de onda no meio (JACKSON, 2021; KEISER, 2010).

Para a compatibilidade dos eixos com a fibra óptica, é adotado um sistema de coordenadas cilíndricas, com o eixo  $z$  alinhado ao eixo da fibra, como é demonstrado pela Figura 4 (JACKSON, 2021; KEISER, 2010).

Figura 4 – Esquemático dos eixos na fibra



Fonte: Autor

Assim, são necessárias soluções que se propagam ao longo do eixo longitudinal da fibra, ou seja, os modos que estão sendo guiados. Esses modos possuem dependência de  $z$  da forma  $e^{-j\beta z}$ , onde  $\beta$  é a constante de propagação do modo. Assim, qualquer componente de campo  $\Psi$

pode ser escrita como (JACKSON, 2021; KEISER, 2010):

$$\Psi(\rho, \phi, z) = \Psi_0(\rho, \phi)e^{-j\beta z} \quad (2.4)$$

onde  $\beta$  é a constante de propagação de fase do modo. Esta forma funcional permite uma simplificação fundamental. A ação do operador de derivada parcial  $\partial/\partial z$  sobre a equação 2.4 resulta em (JACKSON, 2021; KEISER, 2010):

$$\frac{\partial \Psi}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial z} [\Psi_0(\rho, \phi)e^{-j\beta z}] = \Psi_0(\rho, \phi) \frac{\partial}{\partial z} (e^{-j\beta z}) = (-j\beta)\Psi_0(\rho, \phi)e^{-j\beta z} = -j\beta\Psi \quad (2.5)$$

Desta forma, a operação de derivação em relação a  $z$  torna-se equivalente à multiplicação pelo fator algébrico  $-j\beta$ . Com esta representação na equação 2.2 é resultado em uma equação a seguir,

$$\nabla_t^2 \vec{E} + (k^2 - \beta^2)\vec{E} = 0 \quad (2.6)$$

onde  $\nabla_t^2 = \nabla^2 - \partial^2/\partial z^2$  é o operador Laplaciano transversal (JACKSON, 2021; KEISER, 2010).

Para resolução do problema é necessário decompor os campos em suas componentes longitudinais ( $E_z, H_z$ ) e transversais ( $E_\rho, E_\phi, H_\rho, H_\phi$ ). Ao expandir as equações do rotacional em coordenadas cilíndricas e aplicar a substituição  $\partial/\partial z \rightarrow -j\beta$ , é possível expressar as componentes transversais apenas em função das componentes longitudinais. Essa manipulação algébrica resulta no seguinte conjunto de equações (JACKSON, 2021; KEISER, 2010):

$$E_\rho = -\frac{j}{k_c^2} \left( \beta \frac{\partial E_z}{\partial \rho} + \frac{j\omega\mu}{\rho} \frac{\partial H_z}{\partial \phi} \right) \quad (2.7a)$$

$$E_\phi = -\frac{j}{k_c^2} \left( \frac{\beta}{\rho} \frac{\partial E_z}{\partial \phi} - j\omega\mu \frac{\partial H_z}{\partial \rho} \right) \quad (2.7b)$$

$$H_\rho = -\frac{j}{k_c^2} \left( \beta \frac{\partial H_z}{\partial \rho} - \frac{j\omega\epsilon}{\rho} \frac{\partial E_z}{\partial \phi} \right) \quad (2.7c)$$

$$H_\phi = -\frac{j}{k_c^2} \left( \frac{\beta}{\rho} \frac{\partial H_z}{\partial \phi} + j\omega\epsilon \frac{\partial E_z}{\partial \rho} \right) \quad (2.7d)$$

o qual foi definido o parâmetro de onda transversal  $k_c^2 = k^2 - \beta^2$  (JACKSON, 2021; KEISER, 2010).

No entanto, uma equação vetorial só é satisfeita se for válida para cada uma de suas componentes escalares. Portanto, a componente  $z$  da equação vetorial deve ser nula, o que leva à equação 2.2 escalar para  $E_z$ , e analogamente para  $H_z$ . Representando  $E_z$  ou  $H_z$  novamente por  $\Psi$ , pode ser descrito como (JACKSON, 2021; KEISER, 2010):

$$\nabla_t^2 \Psi + k_c^2 \Psi = 0 \quad (2.8)$$

Expandindo o Laplaciano transversal em coordenadas cilíndricas, a equação torna-se

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} \left( \rho \frac{\partial \Psi}{\partial \rho} \right) + \frac{1}{\rho^2} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial \phi^2} + k_c^2 \Psi = 0 \quad (2.9)$$

Esta equação diferencial parcial é resolvida pelo método da separação de variáveis, assumindo uma solução da forma  $\Psi(\rho, \phi) = R(\rho)\Phi(\phi)$ . A solução para  $\Phi(\phi)$ , deve ser periódica em  $2\pi$ , ou seja  $\Phi(\phi + 2\pi) = \Phi(\phi)$  e resulta em  $\Phi(\phi) = e^{jk_\phi\phi}$ , com  $k_\phi$  sendo um inteiro. A parte radial,  $R(\rho)$ , deve satisfazer a equação diferencial de Bessel (JACKSON, 2021; KEISER, 2010):

$$\rho^2 \frac{d^2 R}{d\rho^2} + \rho \frac{dR}{d\rho} + (k_c^2 \rho^2 - \nu^2)R = 0 \quad (2.10)$$

Além disso, as soluções para esta equação dependem das condições de contorno. No núcleo da fibra ( $\rho < a$ ), onde  $k_c^2 = k_1^2 - \beta^2 > 0$ , a solução deve ser finita em  $\rho = 0$ , sendo descrita pelas funções de Bessel de primeira espécie,  $J_n$ . Na casca ( $\rho > a$ ), onde  $k_c^2 = k_2^2 - \beta^2 < 0$ , a solução deve decair a zero para  $\rho \rightarrow \infty$ , sendo descrita pelas funções de Bessel modificadas de segunda ordem,  $K_n$ . As componentes longitudinais são da seguinte forma (JACKSON, 2021; KEISER, 2010):

$$\text{Núcleo } (\rho < a) : \quad E_z = AJ_n\left(\frac{U\rho}{a}\right)e^{jn\phi}, \quad H_z = BJ_n\left(\frac{U\rho}{a}\right)e^{jn\phi} \quad (2.11)$$

$$\text{Casca } (\rho > a) : \quad E_z = CK_n\left(\frac{W\rho}{a}\right)e^{jn\phi}, \quad H_z = DK_n\left(\frac{W\rho}{a}\right)e^{jn\phi} \quad (2.12)$$

onde  $U^2 = (k_1^2 - \beta^2)a^2$  e  $W^2 = (\beta^2 - k_2^2)a^2$ .

Por fim, os valores discretos da constante de propagação  $\beta$  para os modos guiados são determinados pela aplicação das condições de contorno na interface núcleo-casca ( $\rho = a$ ). A continuidade das componentes tangenciais dos campos ( $E_z, H_z, E_\phi, H_\phi$ ) nesta interface gera um sistema homogêneo de quatro equações lineares para as constantes A, B, C e D. A condição para a existência de uma solução não-trivial é que o determinante da matriz de coeficientes seja nulo (JACKSON, 2021; KEISER, 2010).

A análise da equação de onda que aqui foi descrita, estabelece que a propagação eletromagnética em guias de onda dielétricos é quantizada em um conjunto discreto de modos. Cada modo é unicamente caracterizado por uma constante de propagação  $\beta$ , sendo este o parâmetro fundamental para a evolução da fase da onda ao longo de sua trajetória (JACKSON, 2021; KEISER, 2010).

## 2.3 Interferência Óptica

O fenômeno da interferência luminosa, fundamental para a compreensão da natureza ondulatória eletromagnética, ocorre quando duas ou mais ondas se superpõem em uma mesma região do espaço. Este fenômeno é descrito pelo princípio da superposição, segundo o qual o campo elétrico resultante ( $\vec{E}_R$ ), em um dado ponto, corresponde à soma vetorial dos campos elétricos individuais de cada onda. Para isto acontecer de forma estável, é exigido que as fontes de luz sejam coerentes, ou seja, que possuam a mesma frequência e mantenham uma relação

de fase constante. Assim, considerando duas ondas luminosas planas, coerentes e de mesma polarização, seus campos elétricos podem ser representados matematicamente por (KEISER, 2010):

$$\vec{E}_1(z, t) = \vec{E}_0 \cos(kz - \omega t) \quad (2.13)$$

$$\vec{E}_2(z, t) = \vec{E}_0 \cos(kz - \omega t + \phi) \quad (2.14)$$

onde  $\vec{E}_0$  é a amplitude vetorial,  $k$  é o número de onda,  $\omega$  é a frequência angular e  $\delta$  é a diferença de fase constante entre elas (KEISER, 2010).

Pelo princípio da superposição, o campo elétrico resultante é a soma  $\vec{E}_R = \vec{E}_1 + \vec{E}_2$ . Como a intensidade luminosa  $I$  é proporcional ao valor médio temporal do quadrado da amplitude do campo elétrico, a intensidade resultante  $I_R$  pode ser expressa em função das intensidades individuais ( $I_1 = I_2 = I_0$ ) e da diferença de fase, resultando na equação geral (WANG et al., 2024):

$$I_R = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\phi) \quad (2.15)$$

Para o caso de amplitudes iguais, a expressão se simplifica para:

$$I_R = 2I_0(1 + \cos(\phi)) \quad (2.16)$$

Utilizando a identidade trigonométrica  $1 + \cos(\phi) = 2 \cos^2(\phi/2)$ , a intensidade resultante adquire sua forma final (SALEH; TEICH, 2008):

$$I_R = 4I_0 \cos^2\left(\frac{\phi}{2}\right) \quad (2.17)$$

A análise desta equação final revela as condições para a interferência. A interferência construtiva, que corresponde à intensidade máxima ( $I_R = 4I_0$ ), ocorre quando o termo  $\cos^2(\phi/2)$  é igual a 1. Isso acontece se a diferença de fase  $\phi$  for um múltiplo par de  $\pi$ , condição na qual as ondas se encontram em fase (SALEH; TEICH, 2008):

$$\phi = 2m\pi, \quad \text{para } m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (2.18)$$

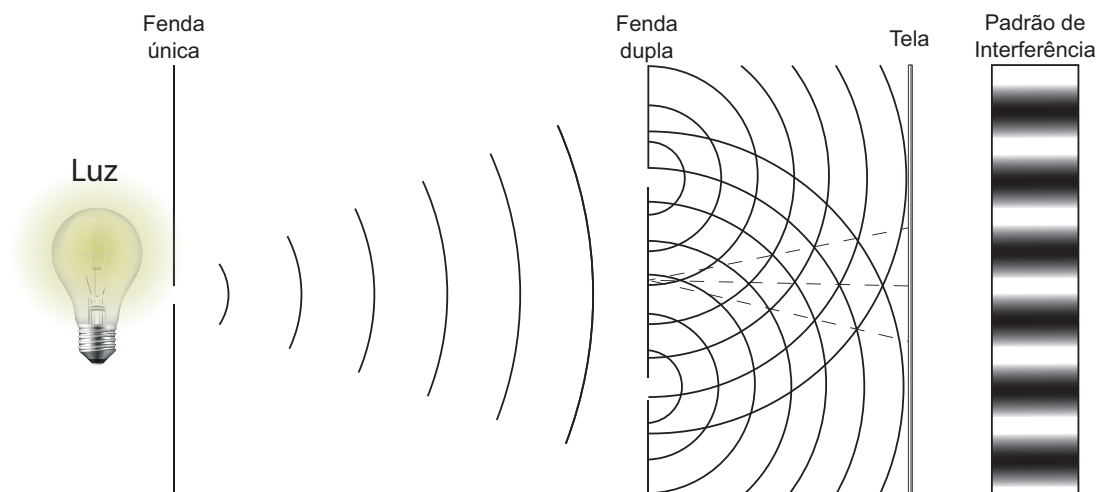
Por outro lado, a interferência destrutiva, que leva à intensidade mínima ou nula ( $I_R = 0$ ), ocorre quando o termo  $\cos^2(\phi/2)$  é igual a 0. Isso acontece se a diferença de fase  $\phi$  for um múltiplo ímpar de  $\pi$ , condição na qual as ondas estão em oposição de fase (SALEH; TEICH, 2008):

$$\phi = (2m + 1)\pi, \quad \text{para } m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (2.19)$$

Assim, a relação de fase entre as ondas superpostas determina se o resultado será um aumento ou uma diminuição da intensidade luminosa, caracterizando o padrão de interferência (SALEH; TEICH, 2008).

O experimento da dupla fenda de Young é a demonstração mais clássica da literatura que esclarece o fenômeno da interferência. Neste arranjo experimental do autor em 1801, a luz passa por duas fendas paralelas e próximas, que operam como fontes secundárias de ondas coerentes. A superposição destas ondas gera, em um anteparo distante, um padrão característico de franjas de interferência, composto por máximos (franjas claras) e mínimos (franjas escuras) de intensidade, conforme mostrado na Figura 5 (GBUR; VISSER, 2022).

Figura 5 – Experimento de Young com duas fendas



Fonte: Autor, adaptado de GenÇer e Oğuz (2021) com design de macrovector/Freepik

É importante ressaltar o método empregado por Young para assegurar a coerência, já que em sua montagem original com luz solar, a coerência espacial foi garantida pela inserção de um primeiro anteparo com um único orifício. A frente de onda difratada por este orifício incidia sobre a dupla fenda, assegurando que ambas fossem iluminadas por porções da mesma frente de onda e, portanto, operassem em fase (GBUR; VISSER, 2022).

A aplicação prática dos princípios da interferência é vista nos interferômetros, instrumentos de alta sensibilidade utilizados em uma gama variada de áreas científicas e tecnológicas. Na metrologia, são fundamentais para a medição de distâncias com elevada precisão e para a calibração de padrões, como na interferometria a laser empregada para a determinação precisa da órbita de satélites, o que melhora a acurácia de sistemas como o GPS (*Global Positioning System*) (PROCHAZKA et al., 2017). No campo do sensoriamento, a técnica interferométrica é empregada para detectar variações mínimas em parâmetros físicos como temperatura (WANG et al., 2021a), pressão (WEI et al., 2021) e deformações mecânicas, com aplicações estabelecidas no monitoramento da integridade estrutural de pontes, aeronaves e dutos (LI et al., 2021)qaw .

### 2.3.1 Interferômetro de Mach-Zehnder

O princípio de funcionamento do interferômetro de Mach-Zehnder (MZI, *Mach-Zehnder Interferometer*) baseia-se na divisão de um feixe de luz coerente em dois percursos espaciais

distintos, convencionalmente designados como braço de referência e braço de medição. Ao percorrerem estes braços, os feixes de luz acumulam fases ópticas que são dependentes de seus respectivos comprimentos de caminho óptico (OPL, *Optical Path Length*). A fase acumulada em cada braço ( $\phi_1$  e  $\phi_2$ ) pode ser descrita pela seguinte relação (CAMILO, 2014):

$$\begin{aligned}\phi_1 &= k \cdot \text{OPL}_1 = \frac{2\pi}{\lambda} n_1 L_1 \\ \phi_2 &= k \cdot \text{OPL}_2 = \frac{2\pi}{\lambda} n_2 L_2\end{aligned}$$

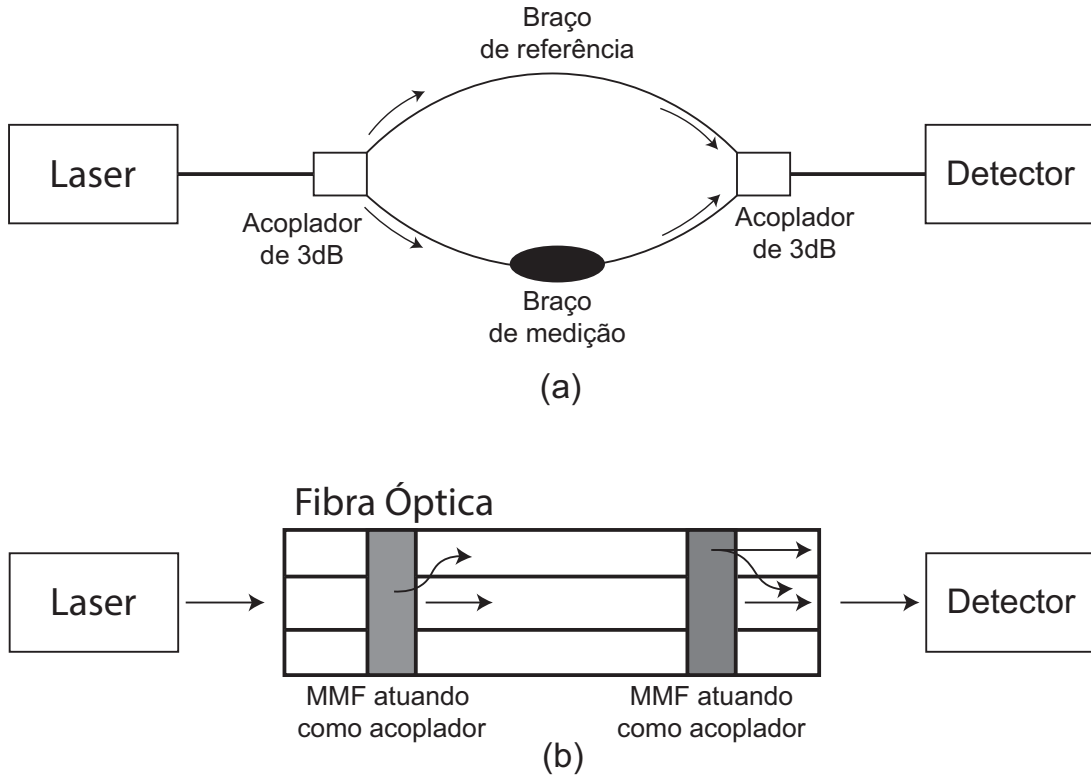
onde  $\lambda$  é o comprimento de onda da luz no vácuo,  $k$  é o número de onda, e  $n$  e  $L$  são, respectivamente, o índice de refração efetivo e o comprimento físico de cada braço. Após a propagação, os feixes são recombinados, e a superposição de suas frentes de onda gera um padrão de interferência. A intensidade óptica resultante na saída,  $I_R$  da equação 2.15, o qual é uma função da diferença de fase,  $\Delta\phi = \phi_2 - \phi_1$ , entre os dois braços (CAMILO, 2014).

A sua alta sensibilidade é devida à sua capacidade de transduzir alterações no ambiente em modulações da intensidade óptica. Qualquer perturbação externa que atue sobre o braço de medição, tal como variação de temperatura, deformação mecânica ou alteração do índice de refração do meio circundante, induz uma mudança em seu comprimento de caminho óptico. Esta mudança na diferença de fase, por sua vez, provoca um deslocamento no padrão de interferência, modulando a intensidade de saída conforme a relação cosseno e permitindo a medição precisa da perturbação original (LEE et al., 2012).

A fabricação de um MZI em fibra óptica pode ser realizada por meio de várias abordagens. A configuração clássica utiliza dois segmentos de fibra para cada braço, o qual se usa dois acopladores para dividir e reacoplar o feixe luminoso, conforme esquematizado na Figura 6(a). Nesta arquitetura, uma fibra atua como o braço de referência, enquanto a outra constitui o braço de medição, que interage diretamente com o ambiente. Uma configuração alternativa é o MZI “em linha” (*in-line*), no qual as funções de divisão e recombinação de modos ocorrem dentro de um único segmento de fibra. Esta forma alternativa dispensa componentes externos, resultando em um dispositivo mais compacto, robusto e de menor custo. O acoplamento e o desacoplamento modais em MZIs *in-line* são tipicamente induzidos por meio de descontinuidades estruturais fabricadas na fibra, tais como a técnica de descasamento de diâmetro de núcleo, o uso de afunilamentos (*tapers*), inscrições com laser ou por curvatura na fibra como neste trabalho (HU; WONG; SHUM, 2018; JHA; MISHRA; KUMAR, 2024).

O dispositivo *in-line* em questão, ilustrado na Figura 6(b), fundamenta-se no fenômeno da interferência intermodal. Nele, a primeira descontinuidade atua como um divisor de feixe, acoplando parte da luz do modo fundamental do núcleo para um ou mais modos de ordem superior, que se propagam predominantemente pela casca. Embora o percurso físico seja o mesmo, a diferença entre os índices de refração efetivos do modo do núcleo ( $n_{eff,núcleo}$ ) e do modo da casca ( $n_{eff,casca}$ ) faz com que eles acumulem uma diferença de fase relativa ao longo do comprimento de interferência. A segunda descontinuidade atua como um recombinador,

Figura 6 – Esquemáticos do interferômetro de Mach-Zehnder. (a) Configuração baseada em duas fibras e acopladores. (b) Configuração *in-line*, baseada na técnica de descasamento de diâmetro de núcleo para excitação de modos de casca.



Fonte: O autor, adaptado de [Hu, Wong e Shum \(2018\)](#)

projetando os campos de ambos os modos de volta ao núcleo da fibra de saída, onde a interferência ocorre ([HU; WONG; SHUM, 2018](#)).

A intensidade luminosa resultante  $I$  para este modelo de interferência de dois modos pode ser expressa matematicamente pela equação 2.15, onde  $I_1 = I_{\text{núcleo}}$  e  $I_2 = I_{\text{casca}}$  representam as intensidades dos modos que se propagam pelo núcleo e pela casca, respectivamente. O termo crucial para o sensoriamento é a diferença de fase acumulada  $\Delta\phi$ , definida como ([ZHENG et al., 2022; WANG et al., 2024](#)):

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda}(n_{eff,núcleo} - n_{eff,casca})L_e = \frac{2\pi}{\lambda}\Delta n_{eff}L_e \quad (2.20)$$

sendo  $L_e$  o comprimento efetivo de interferência,  $\Delta n_{eff}$  a diferença de índice de refração efetivo entre os modos interferentes e  $\lambda$  o comprimento de onda da luz no vácuo. A transmitância do MZI exibe um espectro com múltiplos mínimos (vales), correspondentes às condições de interferência destrutiva, que ocorrem para  $\Delta\phi = (2m + 1)\pi$ , com  $m$  inteiro. As posições espectrais  $\lambda_m$  destes mínimos são, portanto, dadas por ([ZHENG et al., 2022](#)):

$$\lambda_m = \frac{2\Delta n_{eff}L_e}{2m + 1} \quad (2.21)$$

A sensibilidade do interferômetro é quantificada pelo deslocamento destes mínimos espectrais

( $d\lambda_m$ ) em resposta a uma variação de um parâmetro externo ( $dX$ ) (WEN et al., 2022), sendo a sensibilidade dado pela seguinte equação:

$$S = d\lambda_m/dX \quad (2.22)$$

Devido à sua versatilidade, robustez e simplicidade de fabricação, os MZIs *in-line* têm recebido atenção significativa na literatura científica. Uma das configurações mais comuns é a SMS, na qual um segmento de MMF é fusionado entre duas fibras monomodo, explorando a excitação de múltiplos modos na MMF para gerar a interferência (PANG et al., 2022; GUPTA; CHOUDHARY; KUMAR, 2024; DIAZ; ARMENDÁRIZ; MATÍAS, 2024). Variações topológicas desta estrutura, como geometrias em forma de balão ou em “U”, também são exploradas para otimizar a interação com o ambiente e a sensibilidade do dispositivo (DING et al., 2024; JASSAM; AHMED, 2024). A configuração em formato de balão destaca-se pela sua fabricação simplificada e será objeto de análise neste trabalho.

### 2.3.2 Modos de Galeria Sussurrante

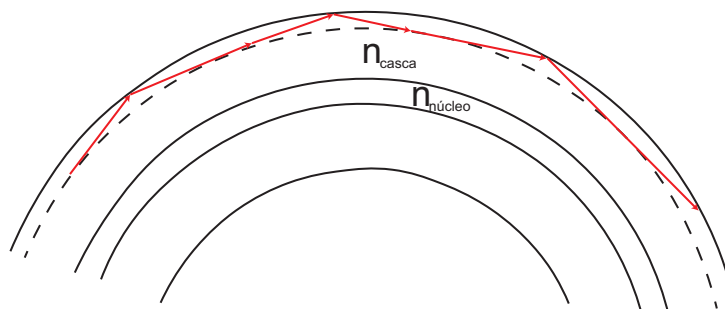
O princípio operacional do interferômetro em formato de balão, bem como de outras geometrias baseadas em curvatura, é fundamentado em um fenômeno de ressonância óptica conhecido como Modos de Galeria Sussurrante (WGMs, *Whispering Gallery Modes*). Tais modos são ondas de superfície que se propagam azimutalmente ao longo da interface de micro-ressonadores com simetria rotacional, como esferas, toroides ou cilindros. O termo foi originalmente usado por Lord Rayleigh para descrever a propagação análoga de ondas acústicas sob a cúpula da Catedral de São Paulo (HARRIS; CASTLE, 2003). Em óptica, os WGMs são caracterizados por apresentarem fatores de qualidade (Fator Q) elevados e volumes modais reduzidos, o que os torna altamente sensíveis a interações na interface do ressonador. No contexto deste trabalho, a seção transversal da própria fibra óptica atua como um micro-ressonador cilíndrico (YU et al., 2024).

O confinamento da luz em um WGM ocorre por meio de sucessivas reflexões internas totais na fronteira curva entre o ressonador e o meio circundante, conforme ilustrado na Figura 7. Dessa forma, o comprimento do caminho óptico percorrido em uma volta deve ser um múltiplo inteiro do comprimento de onda da luz no meio. Esta condição gera um espectro de transmissão com uma série de vales de ressonância discretos e muito estreitos. O espaçamento espectral entre modos adjacentes, conhecido como *Free Spectral Range* (FSR), é dado aproximadamente pela equação 2.23 (HARRIS; CASTLE, 2003; YU et al., 2024).

$$FSR_{WGM} \approx \lambda^2 / (n_{\text{eff}} 2\pi R) \quad (2.23)$$

Em uma fibra óptica submetida a uma curvatura acentuada, o modo fundamental guiado pelo núcleo torna-se “vazante”, e parte de sua energia escapa para a casca. Se o raio de curvatura

Figura 7 – Representação esquemática do confinamento de um Modo de Galeria Sussurrante (WGM) na interface de uma fibra óptica por meio de reflexão interna total



Fonte: O autor, adaptado de [Harris e Castle \(2003\)](#)

for apropriado e o índice de refração do meio externo for inferior ao da casca, essa energia pode excitar um ou mais modos de casca, incluindo um WGM confinado pela interface casca/meio externo. O seu campo óptico é predominantemente localizado próximo a esta interface, com um campo evanescente que se estende para o meio circundante. Após percorrer a seção curvada, parte da luz do "vazante" pode ser reacoplada de volta ao modo do núcleo ([HARRIS; CASTLE, 2003](#); [DING et al., 2023](#)).

Este processo de divisão e recombinação de luz entre dois caminhos, o caminho do modo do núcleo e o caminho do WGM na casca, efetivamente cria um interferômetro intermodal. Embora um dos braços envolva um modo ressonante, a superposição final do campo do núcleo com o campo do WGM é matematicamente descrita de forma análoga a um MZI de dois feixes ([DING et al., 2023](#)). Portanto, o espectro de transmissão resultante não exhibe as ressonâncias agudas de um WGM puro, mas sim franjas de interferência senoidais, cuja intensidade  $I$  é modelada pela Equação 2.15 e cuja diferença de fase  $\Delta\phi$  é dada pela Equação 2.20. Para este sistema interferométrico, as posições dos mínimos de interferência ( $\lambda_m$ ) é dado pela equação 2.21 ([ZHENG et al., 2022](#))

A alta sensibilidade destas estruturas são resultado da sensibilidade intrínseca do WGM. Variações no índice de refração do meio externo ou na temperatura e deformação da fibra alteram diretamente o  $n_{\text{eff}}$  do WGM e o comprimento físico  $L_e$ . Conforme a Equação ??, essas alterações induzem um deslocamento espectral das franjas de interferência, permitindo a detecção de perturbações muito pequenas no ambiente ([ZHANG et al., 2018](#)).

A performance de uma microcavidade óptica ressonante é quantificada por meio de parâmetros que descrevem a eficiência do confinamento de luz nos domínios temporal e espacial. Dentre os indicadores mais importantes destacam-se o Fator de Qualidade (Fator Q) e o Volume de Modo ( $V_m$ ).

O Fator Q é um parâmetro adimensional que expressa a capacidade da cavidade de armazenar energia eletromagnética. Um valor de Fator Q elevado indica que a luz permanece confinada por um longo período, resultando em perdas de energia reduzidas e uma interação

luz-matéria mais intensa. Conceitualmente, ele pode ser definido pela razão entre a energia armazenada na cavidade e a potência dissipada, conforme a Equação 2.24 (YU et al., 2024).

$$Q = \omega \frac{I_m}{P} = \omega \tau \quad (2.24)$$

Nesta expressão,  $\omega$  representa a frequência angular do modo ressonante,  $I_m$  é a energia média do campo armazenado,  $P$  é a potência dissipada e  $\tau$  corresponde ao tempo de vida do fóton, que descreve o decaimento temporal da energia na cavidade segundo a relação  $I(t) = I(0) \exp(-t/\tau)$  (YU et al., 2024).

De maneira prática, o Fator Q é mais convenientemente determinado a partir da análise direta do espectro de ressonância, utilizando a seguinte relação (YU et al., 2024):

$$Q = \frac{\omega}{\delta\omega} = \frac{\lambda}{\delta\lambda} \quad (2.25)$$

Aqui,  $\lambda$  é o comprimento de onda central da ressonância e  $\delta\lambda$  é a sua largura à meia altura (FWHM, *Full Width at Half Maximum*). Esta definição mostra que ressonâncias mais estreitas estão associadas a Fatores Q mais elevados (GORODETSKY; ILCHENKO, 1999).

O Fator Q total de um ressonador é limitado por múltiplas fontes de perda, que podem ser agrupadas em perdas intrínsecas ( $Q_0$ ) e perdas por acoplamento externo. As perdas intrínsecas são determinadas pela soma de diferentes mecanismos físicos, expressos por (CHIASERA et al., 2010):

$$Q_0^{-1} = Q_{\text{curv}}^{-1} + Q_{\text{abs}}^{-1} + Q_{\text{disp}}^{-1} + Q_{\text{cont}}^{-1} \quad (2.26)$$

Cada termo corresponde a uma fonte de perda específica:  $Q_{\text{curv}}^{-1}$  representa as perdas por radiação devido à curvatura da cavidade;  $Q_{\text{abs}}^{-1}$  refere-se às perdas por absorção intrínseca do material;  $Q_{\text{disp}}^{-1}$  corresponde ao espalhamento causado por inhomogeneidades ou rugosidades; e  $Q_{\text{cont}}^{-1}$  representa as perdas induzidas por contaminantes na superfície do ressonador (CHIASERA et al., 2010).

Quando o Fator Q descreve o confinamento temporal, o Volume de Modo ( $V_m$ ) caracteriza o confinamento espacial da luz. Ele representa o volume efetivo ocupado pelo campo eletromagnético dentro da cavidade. Matematicamente, é definido pela razão entre a integral da densidade de energia em todo o espaço e o seu valor máximo (SRINIVASAN et al., 2006):

$$V_m = \frac{\int n^2(\mathbf{r}) |\vec{E}(\mathbf{r})|^2 d^3\mathbf{r}}{\max(n^2(\mathbf{r}) |\vec{E}(\mathbf{r})|^2)} \quad (2.27)$$

Nesta equação,  $\vec{E}(\mathbf{r})$  é o campo elétrico,  $n(\mathbf{r})$  é o índice de refração do material e o termo  $n^2(\mathbf{r}) |\vec{E}(\mathbf{r})|^2$  representa a densidade de energia eletromagnética. Um menor Volume de

Modo implica uma maior densidade de energia, ou seja, um confinamento mais forte do campo óptico (SRINIVASAN et al., 2006).

Para aplicações de sensoriamento, a otimização simultânea de ambos os parâmetros é fundamental. A razão  $Q/V_m$ , frequentemente utilizada como uma figura de mérito, determina a intensidade da interação entre a luz confinada e o meio circundante. Cavidades que apresentam um Fator Q elevado e um Volume de Modo reduzido maximizam essa interação, resultando em uma maior sensibilidade a perturbações externas, como a presença de uma molécula ou variações no índice de refração. Portanto, o projeto de ressonadores com altos valores de  $Q/V_m$  é um objetivo central para o desenvolvimento de sensores ópticos de alto desempenho (SPILLANE et al., 2005; YU et al., 2024).

### 2.3.3 Interferômetro em Formato de Balão

Uma topologia específica de interferômetro intermodal em fibra óptica é a estrutura baseada em curvatura, frequentemente denominada sensor em formato de “balão” (*balloon-shaped*). Esta configuração, modelada como um MZI em linha, é tipicamente implementada ao se dobrar um segmento de SMF padrão, mantendo a geometria definida geralmente com o auxílio de tubos capilares ou outros métodos de fixação (AL-JANABI; SALMAN; AL-JANABI, 2020).

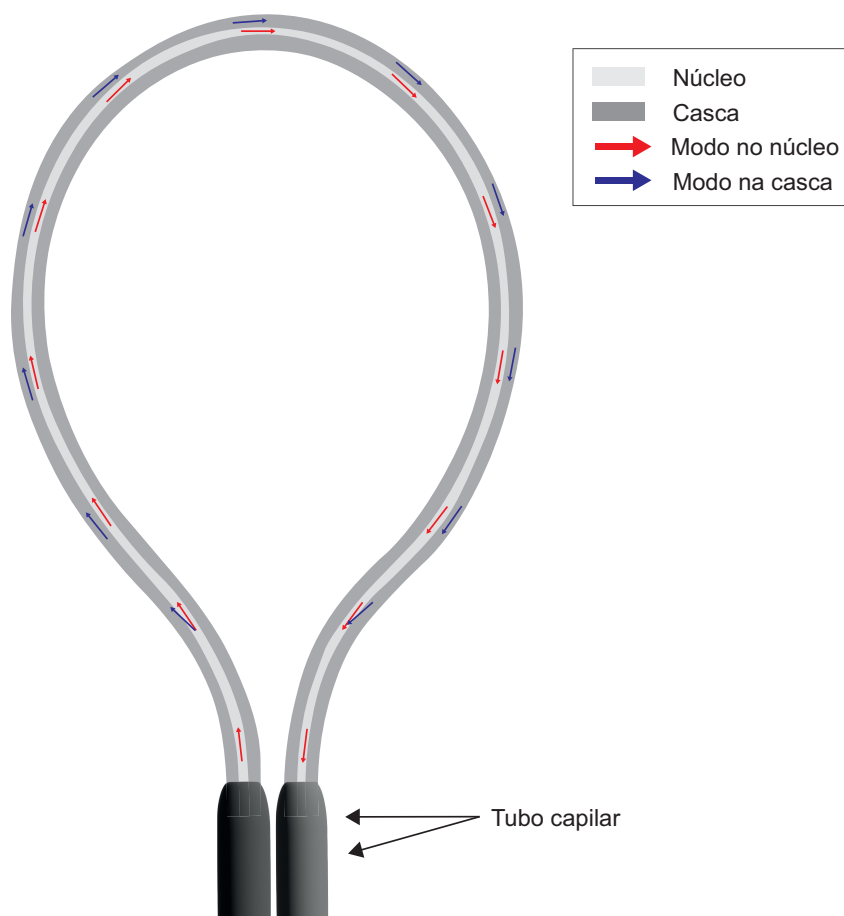
O mecanismo de funcionamento desta estrutura acontece quando a curvatura feita na fibra fica maior que um certo raio crítico, fazendo com que o modo fundamental, antes confinado ao núcleo, se torne vazante. Consequentemente, uma fração da potência óptica acopla-se a modos de ordem superior, que se propagam na casca. Entre eles, os WGMs, guiados pela interface casca-meio externo (HARRIS; CASTLE, 2003).

Essa seção inicial da curvatura atua, portanto, como um divisor modal e, ao longo do percurso curvado, o modo restante do núcleo e os modos de casca acumulam uma diferença de fase relativa, devido às suas distintas velocidades de fase causadas pelo índice de refração efetivo de cada meio em que se propagam. Na transição de saída da curvatura, os modos de casca são reacoplados ao modo do núcleo, operando como um recombinador modal. A superposição coerente destes campos ópticos gera o espectro de interferência característico, conforme ilustrado no esquema da Figura 8 (CAI; AI; ZHAO, 2022b; DING et al., 2023).

O princípio do sensor reside no monitoramento do espectro de transmissão do interferômetro. Qualquer variação em um parâmetro físico externo ( $X$ ) que altere a diferença de caminho óptico entre os modos interferentes induzirá um deslocamento nas franjas de interferência. Matematicamente, a sensibilidade ( $S_X$ ) a uma grandeza  $X$  é definida como o deslocamento do comprimento de onda de um mínimo de interferência ( $\lambda_m$ ) por unidade de variação de  $X$  (WHITE; FAN, 2008):

$$S_X = \frac{d\lambda_m}{dX} \quad (2.28)$$

Figura 8 – Representação esquemática do interferômetro em formato de balão, ilustrando o caminho do modo do núcleo e a excitação dos modos de casca (incluindo WGMs) na seção curvada



Fonte: O autor, adaptado de [Cardoso et al. \(2022\)](#)

Considerando a condição para os mínimos de interferência, vista na Equação ??, a sensibilidade pode ser expressa em termos das propriedades do interferômetro:

$$S_X = \frac{\lambda_m}{\Delta n_{\text{eff}}} \frac{\partial(\Delta n_{\text{eff}})}{\partial X} + \frac{\lambda_m}{L_e} \frac{\partial L_e}{\partial X} \quad (2.29)$$

O primeiro termo representa a contribuição da mudança do índice de refração efetivo (efeito material), enquanto o segundo corresponde à mudança do comprimento físico da interação (efeito de deformação). É o monitoramento preciso deste deslocamento espectral ( $d\lambda_m$ ) que possibilita a quantificação da grandeza externa ([DING et al., 2024](#)).

Os parâmetros de projeto da estrutura, principalmente o diâmetro da curvatura e o comprimento da seção sensora, são fatores cruciais que governam o desempenho do dispositivo. O raio de curvatura influencia diretamente a eficiência do acoplamento modal e as perdas por inserção; um raio menor intensifica a excitação dos modos de casca, o que pode aumentar a visibilidade das franjas, mas também eleva a perda óptica geral. O comprimento de sensibilidade ( $L_e$ ), por sua vez, afeta tanto a sensibilidade quanto o FSR do espectro. Um  $L_e$  maior geralmente resulta em maior sensibilidade, conforme a Equação 2.29, porém implica em um FSR menor, ou

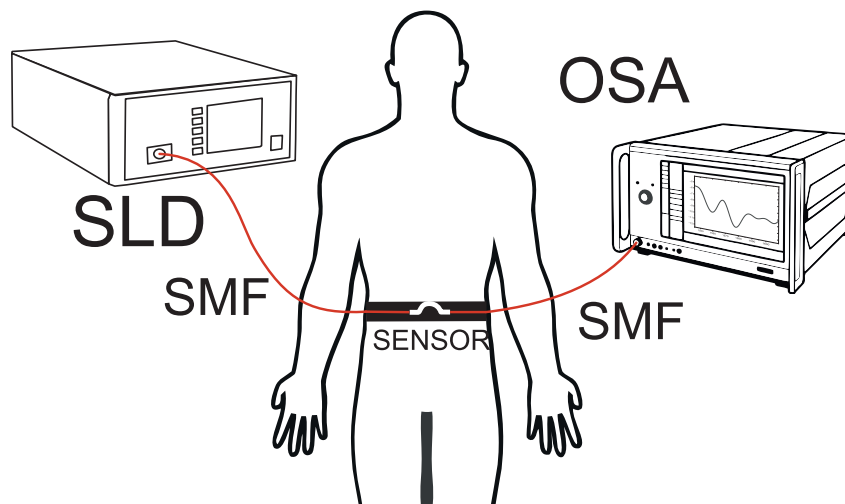
seja, franjas de interferência mais próximas, o que pode limitar a faixa de medição (CAI; AI; ZHAO, 2022b). A otimização desses parâmetros é fundamental no projeto de sensores.

Devido às suas muitas vantagens, esta topologia é amplamente estudada pela comunidade científica em diversas aplicações, incluindo a medição de temperatura (FREITAS et al., 2024), umidade (DING et al., 2023), deslocamento (CARDOSO et al., 2022), ângulo (DING; JIN; ZHANG, 2022), índice de refração (MA et al., 2025) e tensão (REN et al., 2024). Suas principais vantagens incluem: simplicidade estrutural e baixo custo, frequentemente utilizando apenas fibra SMF padrão sem necessidade de processos complexos como inscrições a laser, compacidade, robustez mecânica e alta sensibilidade.

### 3 SETUP EXPERIMENTAL

O desenvolvimento deste trabalho baseia-se na construção de um sistema para a monitorização não invasiva da respiração por meio de um sensor de fibra óptica. O princípio de detecção fundamenta-se em um MZI em linha, implementado em uma SMF com uma geometria específica em formato de balão. A deformação mecânica desta estrutura, induzida pela expansão e contração do tórax durante o ciclo respiratório, modula o sinal óptico, permitindo o rastreamento do movimento. O sistema completo é composto por subsistemas ópticos, mecânicos e de aquisição, que atuam de forma integrada para capturar e analisar o sinal, conforme esquematizado na Figura 9.

Figura 9 – Diagrama esquemático da configuração experimental utilizada para o monitoramento respiratório



Fonte: Autor

O formato da estrutura de suporte surgiu de um processo de design customizado, buscando um transdutor mecânico eficiente que aliasse sensibilidade à ergonomia. A geometria final, em formato de arco com vigas em balanço (*cantilevers*) centrais, foi definida por meio de uma avaliação que combinou simulação computacional e validação experimental (CARDOSO et al., 2022).

Primeiramente, o autor Cardoso et al. (2022) utilizou-se o método de elementos finitos (FEM) para modelar a resposta da estrutura a diferentes esforços, permitindo otimizar o posicionamento e a geometria dos *cantilevers* para obter a máxima resposta de deslocamento entre eles. Embora as dimensões exatas não sejam fixas, mas sim o resultado deste processo de otimização, o critério principal foi garantir que os movimentos de macroescala do tórax fossem convertidos em microdeslocamentos lineares e repetíveis na região do sensor, mantendo-o em sua faixa de operação de maior sensibilidade. A deformação ocorre quando a expansão torácica durante a

inspiração aplica força nas extremidades do arco, fazendo com que ele se retifique sutilmente; essa ação mecânica provoca um afastamento linear e controlado dos *cantilevers*, o que, por sua vez, aplica uma deformação axial (tração) diretamente na fibra óptica do sensor (CARDOSO et al., 2022).

O setup experimental inicia com uma fonte de luz de Diodo Superluminescente (SLD), modelo SLD1005S da Thorlabs. Esta fonte foi escolhida por seu espectro de emissão amplo e gaussiano, com comprimento de onda central em 1550 nm e largura de banda de 40 nm (de 1530 nm a 1570 nm). A luz emitida pelo SLD é guiada até o elemento sensor, que consiste em uma fibra óptica SMF-28, CORNING com sua geometria descrita na Tabela 1, curvada com o auxílio de tubos capilares metálicos para formar a estrutura de balão, onde ocorre a interferência modal.

Tabela 1 – Especificações geométricas fibra óptica (Corning, SMF-28)

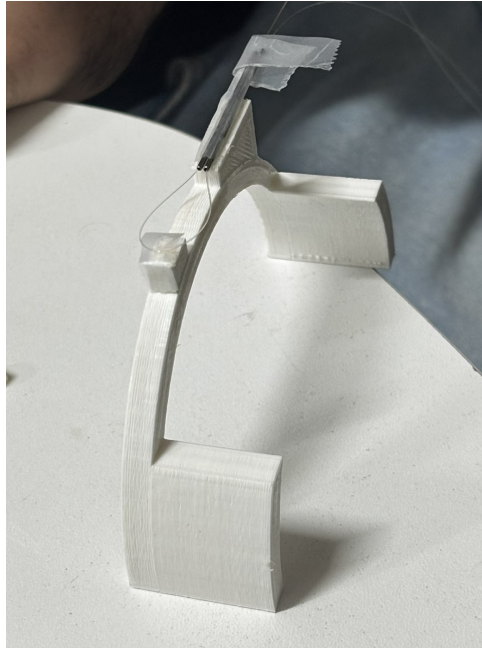
Diâmetro do núcleo	$10,4 \pm 0,8 \mu\text{ m}$ em 1550 nm
Diâmetro da casca	$125,0 \pm 0,7 \mu\text{ m}$
Diâmetro do revestimento	$245 \pm 5 \mu\text{ m}$

Fonte: Disponível em: [photonics.byu.edu](https://photonics.byu.edu)

O desenvolvimento do sistema de medição proposto envolveu um estudo evolutivo do design, com foco na otimização da interface entre o sensor e o corpo do usuário para a transdução dos movimentos respiratórios. A literatura apresenta diversas abordagens para o monitoramento da frequência respiratória por meio de sensores de curvatura. Entre as metodologias documentadas, destaca-se a integração de fibras sensoras em matrizes têxteis (Chen et al. (2014)). A aplicação do elemento sensor diretamente sobre a pele com o uso de adesivos ou géis biocompatíveis, como o Polidimetilsiloxano (PDMS), e a criação de invólucros flexíveis (Velazquez-Carreon et al. (2024)).

Diante das alternativas, a estratégia mais viável e de menor custo para este trabalho foi o uso da manufatura aditiva (impressão 3D) para fabricar um dispositivo customizado que atua como transdutor do movimento torácico. A escolha por esta tecnologia justifica-se pela sua capacidade de prototipagem rápida, que viabilizou a otimização iterativa da geometria da peça até a definição de um formato ideal. Adicionalmente, a impressão 3D demonstrou ser uma solução de baixo custo de produção e que proporciona uma maior facilidade na montagem do sistema sensor final. Com isso, a interface foi fabricada uma estrutura de suporte em formato de arco por meio de impressão 3D, apresentada na Figura 10. Este componente possui uma dupla função: garantir o acoplamento seguro e confortável do sensor ao tórax e atuar como um transdutor mecânico.

Figura 10 – Estrutura de suporte em formato de arco, fabricada em PLA por impressão 3D, modelo derivado de [Cardoso et al. \(2022\)](#)

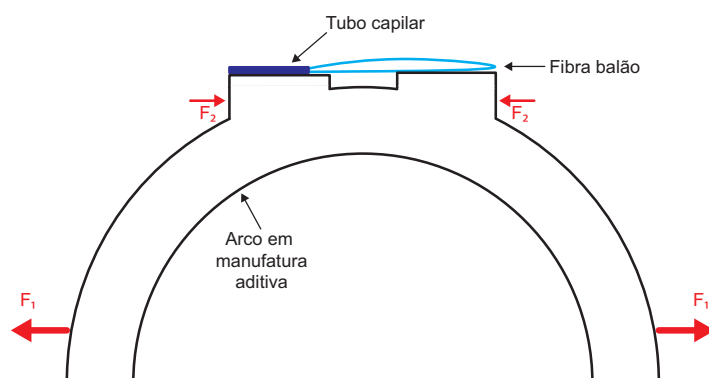


Fonte: Autor

Seu design, baseado em vigas em balanço (*cantilevers*), foi otimizado para converter os movimentos de grande amplitude da respiração em deformações de pequena escala, aplicadas de forma controlada e repetível diretamente na fibra óptica, como pode ser observado na Figura 11, sendo que  $F_1 > F_2$ . Esta conversão de escala é fundamental para que o sensor opere em sua faixa linear e com máxima sensibilidade. O material selecionado para sua fabricação foi o Ácido Polilático (PLA - *Polylactic Acid*), devido à sua rigidez, que assegura uma transferência de esforço eficiente, e à sua ampla utilização em prototipagem ([BESKO; BILYK; SIEBEN, 2017](#)).

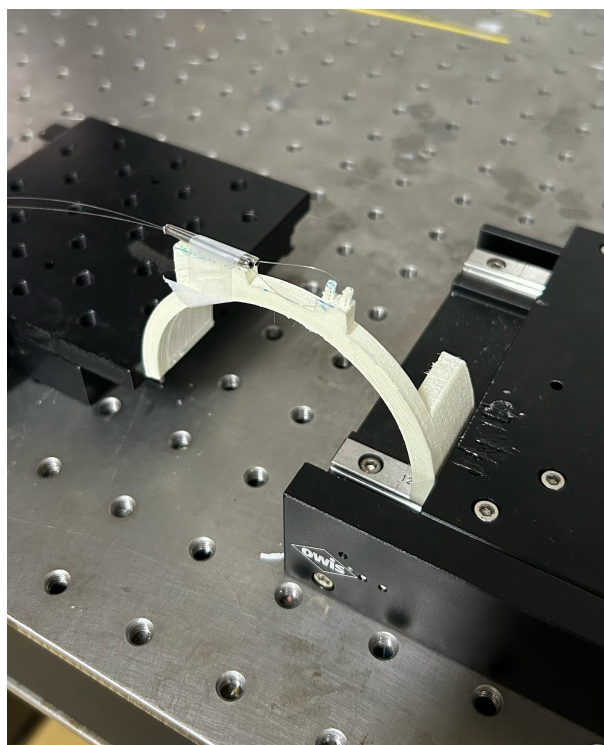
A etapa experimental desta pesquisa iniciou-se com a caracterização da resposta mecânica e óptica do sensor. Para tal, foram realizados testes de deslocamento controlados com o objetivo de avaliar a performance da estrutura impressa em 3D quando integrada ao balão de fibra óptica. A peça foi fixada em uma plataforma de translação de alta precisão, controlada por computador, e submetida a deslocamentos incrementais de 0,5 mm na sua base, como pode ser observado na Figura 12.

Figura 11 – Esquemático do arco em PLA com ênfase nas forças atuantes



Fonte: Autor

Figura 12 – Setup experimental para o teste de deslocamento



Fonte: Autor

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

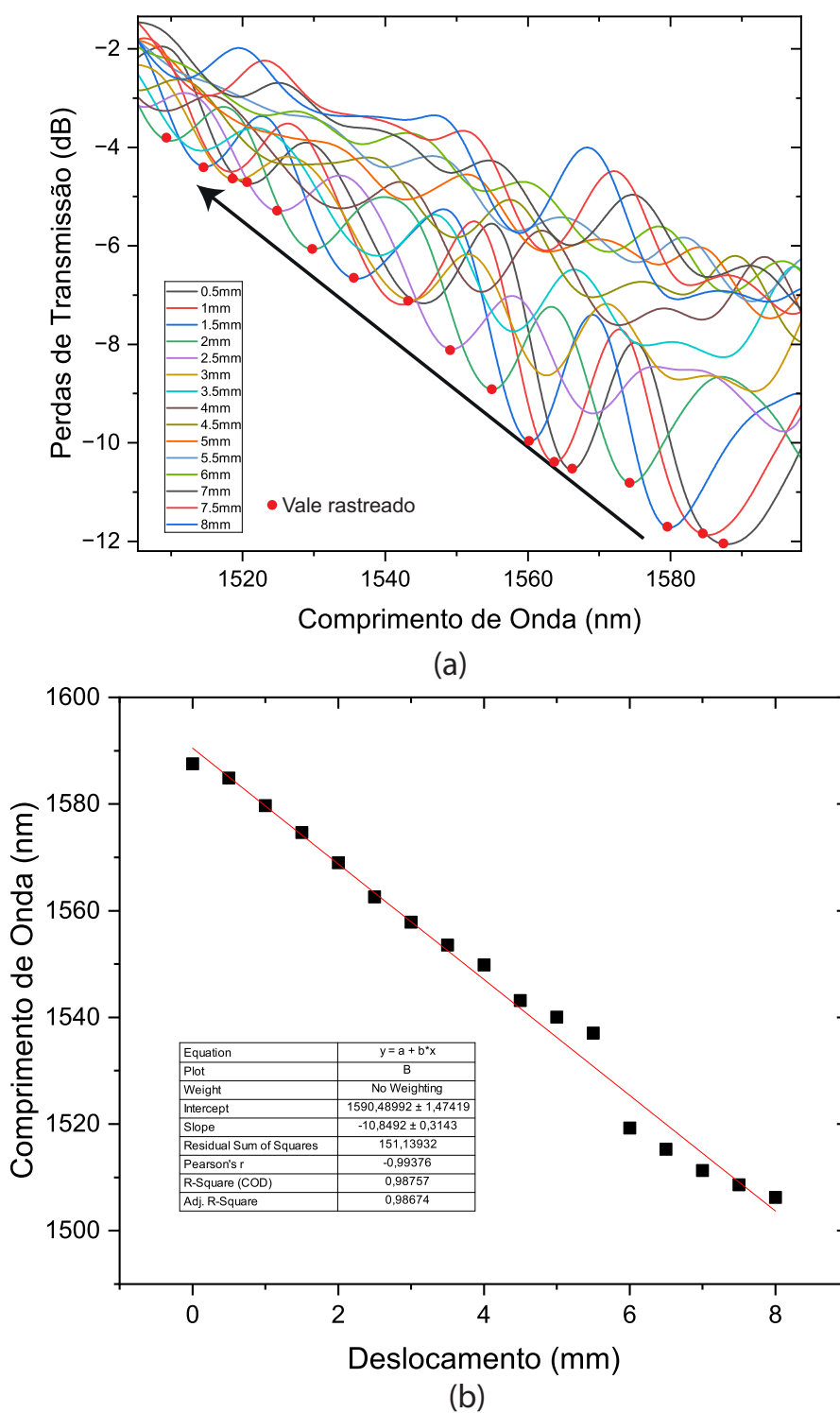
Para a confecção da estrutura de suporte do sensor, foi conduzido um estudo comparativo entre dois materiais de impressão 3D: o Ácido Polilático e o Poliuretano Termoplástico (TPU - *Thermoplastic Polyurethane*). A principal distinção entre ambos reside na sua rigidez mecânica. O PLA resulta em peças rígidas e com pouca deformação elástica, enquanto o TPU é um material flexível, capaz de sofrer grandes deformações e retornar ao seu estado original (BESKO; BILYK; SIEBEN, 2017). A escolha do material ideal é fundamental, pois a estrutura precisa transferir eficientemente a deformação mecânica no formato de expansão torácica para a cabeça sensora do balão. Os resultados obtidos para cada material, bem como suas respectivas regressões lineares, são apresentados nas Figuras 13 e 14.

Na Figura (a) de cada imagem, é apresentado o espectro completo representando o deslocamento do comprimento de onda central de cada vale, esse deslocamento tem sua direção representada pela seta e sua ponta inicial mostra o vale que está sendo rastreado. Já o segundo gráfico relaciona os pontos de perda de transmissão no comprimento de onda central do vale e o deslocamento aferido, com isso é extraído a informação de regressão para cada material testado.

A partir da análise comparativa, constatou-se que a estrutura fabricada em PLA apresentou um desempenho superior em relação ao TPU. Isso é dado pelo PLA ter demonstrado uma resposta ao deslocamento linear alta com um coeficiente  $R^2$  de 0,9875, em contraste com a baixa linearidade do TPU, que apresentou um  $R^2$  de 0,9645. Além de uma melhor previsibilidade, o PLA também se destaca por uma maior sensibilidade, registrando 10,41 nm/mm em comparação aos 1,11 nm/mm obtidos com o TPU. Além disso, as franjas de interferência no espectro óptico do PLA mostraram-se mais distintas e com vales de atenuação bem definidos. A combinação de alta linearidade, sensibilidade elevada e maior razão sinal-ruído demonstrou o uso do PLA como o material ideal para a fabricação do sensor nos testes subsequentes.

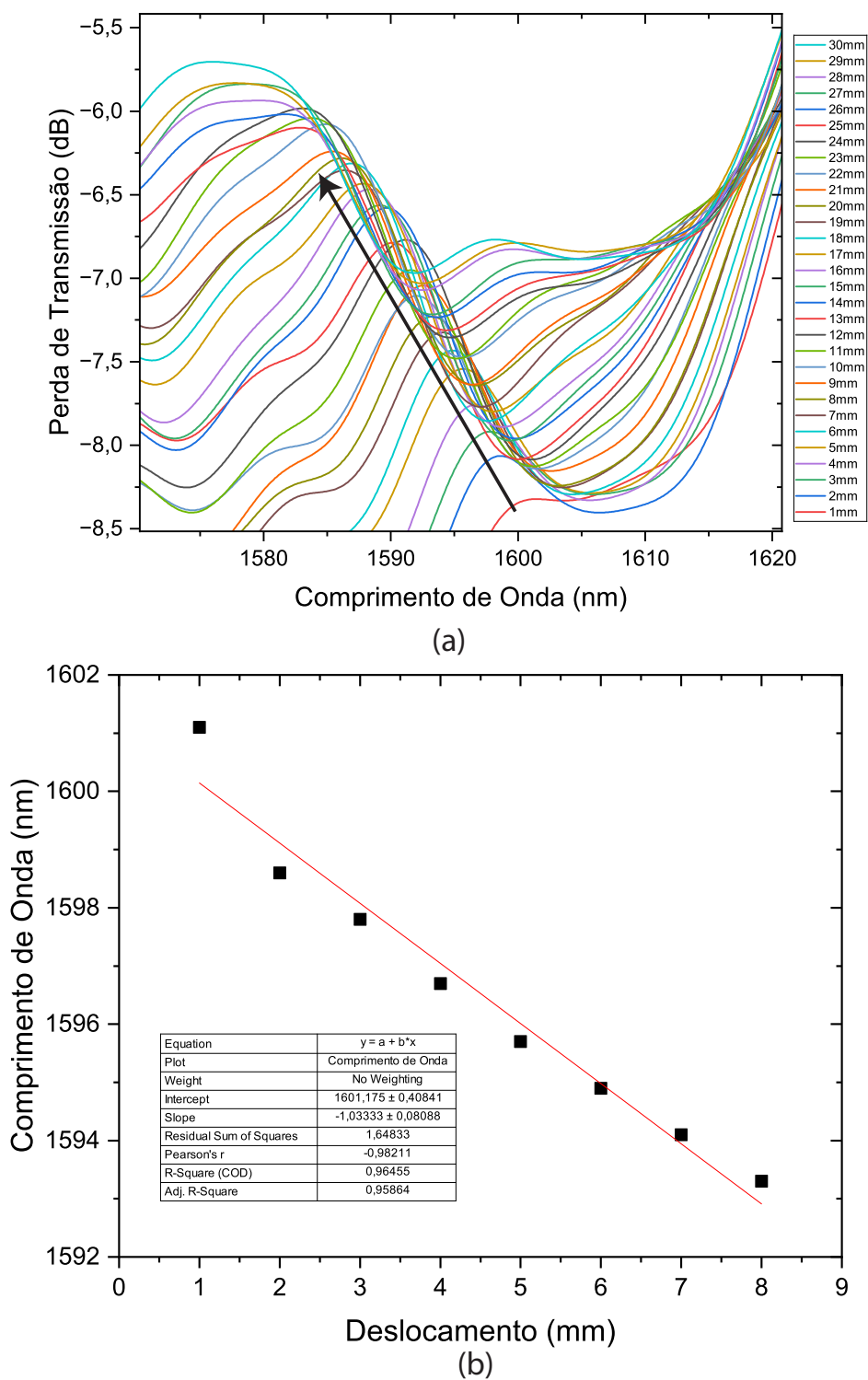
Para as medições, o posicionamento da estrutura foi avaliado por meio de testes de usabilidade e conforto, sendo acoplada diretamente sobre o tórax do usuário, em uma localização que equilibra a máxima amplitude de movimento respiratório com o mínimo de desconforto em diferentes posturas.

Figura 13 – (a) Caracterização espectral da peça confeccionada, em PLA, sob deformação e (b) análise de regressão linear dos dados obtidos para a peça em PLA



Fonte: Autor

Figura 14 – (a) Caracterização espectral da peça confeccionada, em TPU, sob deformação e (b) análise de regressão linear dos dados obtidos para a peça em TPU



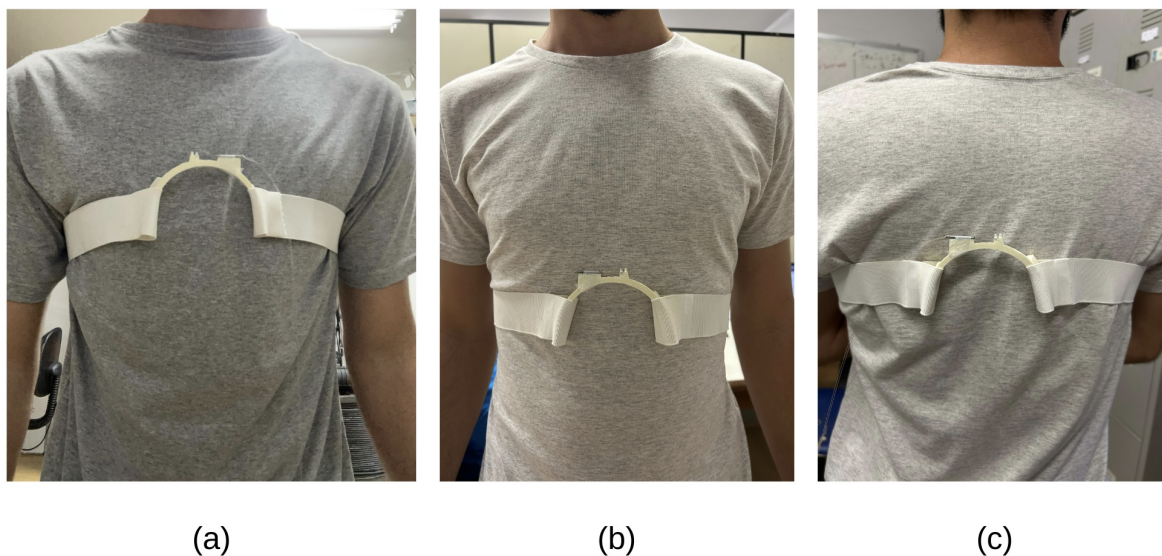
Fonte: Autor

O princípio de funcionamento integrado ocorre da seguinte forma: quando o voluntário respira, o movimento torácico deforma o arco impresso. Essa deformação é transferida para o balão de fibra, alterando sua curvatura. A mudança na curvatura modifica a diferença de caminho óptico entre os modos que se propagam na fibra, o que, por sua vez, causa um deslocamento no espectro de interferência. Este deslocamento espectral é diretamente proporcional à amplitude do movimento respiratório.

Finalmente, o sinal óptico modulado é direcionado a um OSA para aquisição e análise. No OSA, foi utilizada a função de rastreamento de vale (*dip search*), que identifica e monitora continuamente o comprimento de onda central de um dos vales de interferência do espectro. Dessa forma, é possível obter em tempo real uma medição precisa correspondente ao ciclo respiratório.

Posteriormente, investigou-se a influência da localização do sensor no corpo sobre a qualidade do sinal. Foram testadas três posições distintas para a faixa elástica: sobre o abdômen, o peito e na região dorsal, como ilustrado na Figura 15.

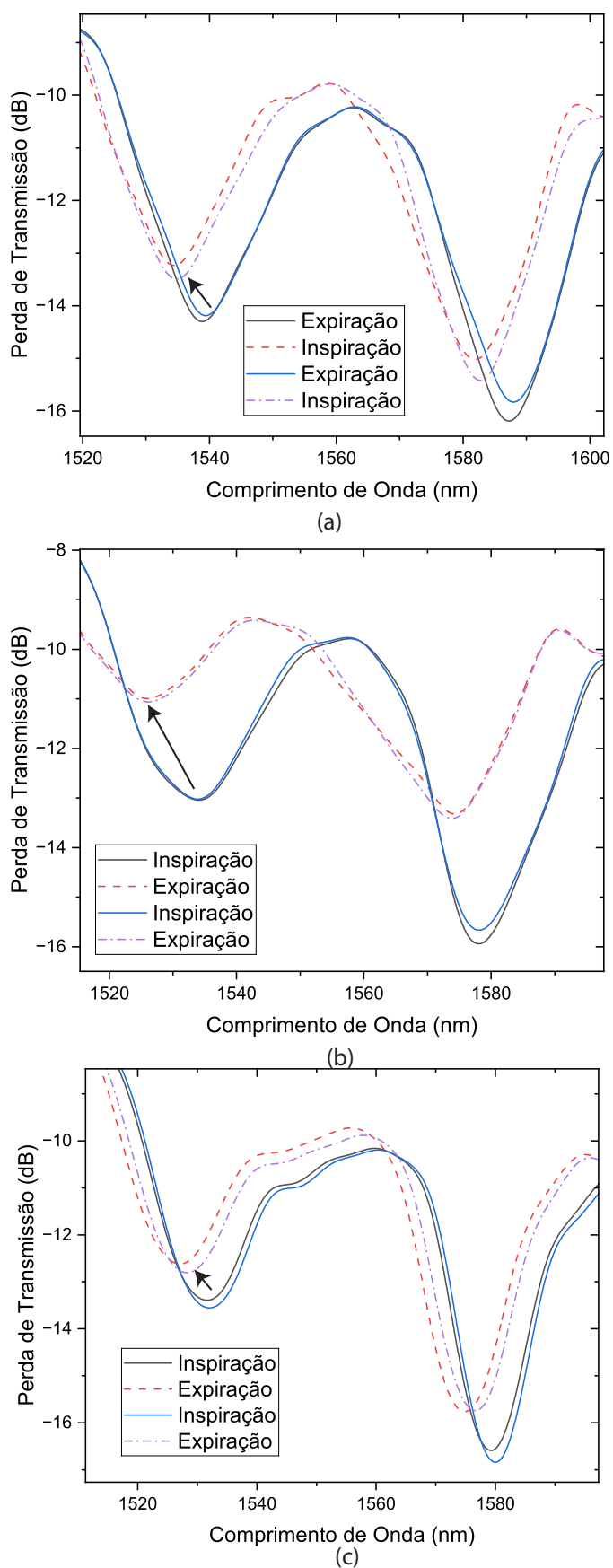
Figura 15 – Posicionamento da faixa elástica com o sensor (a) no abdômen, (b) no peito e (c) no dorso do voluntário.



Fonte: Autor.

Os resultados obtidos em cada posição são detalhados nas Figura 16. As medições realizadas nas regiões abdominal e torácica apresentaram sinais claros e com boa amplitude. Contudo, durante os ensaios, percebeu-se que o posicionamento abdominal fornecia um sinal com maior consistência e repetibilidade, possivelmente devido à predominância da respiração diafragmática, que gera movimentos mais evidentes e regulares nessa área. O sensor posicionado na região dorsal, por sua vez, demonstrou uma resposta irregular, alternando entre períodos de boa sensibilidade e outros de resposta atenuada.

Figura 16 – Sinal respiratório obtido com o sensor posicionado no (a) abdômen, (b) peito e (c) dorso



Fonte: Autor.

Ademais, é importante verificar a usabilidade e aceitação pelo usuário final. Nesse contexto, a escolha do local de fixação do sensor foi orientada por uma análise multicritério, que busca equilibrar os requisitos técnicos de sensibilidade com as necessidades ergonômicas do indivíduo. Com este propósito, realizou-se um estudo qualitativo focado em quatro dimensões críticas do conforto: o bem-estar em posturas estáticas (sentado) e de repouso (dormindo), a liberdade de movimento durante atividades cotidianas, e a discrição do dispositivo para minimizar sua intrusividade.

A Tabela 2 demonstra os achados desta análise. A decisão sobre o posicionamento foi resultado destes dados qualitativos com os resultados quantitativos dos testes de sensibilidade, assegurando uma solução otimizada não apenas para a captura de dados, mas para uma integração confortável à rotina do usuário.

Tabela 2 – Tabela de Fator Conforto do Sensor

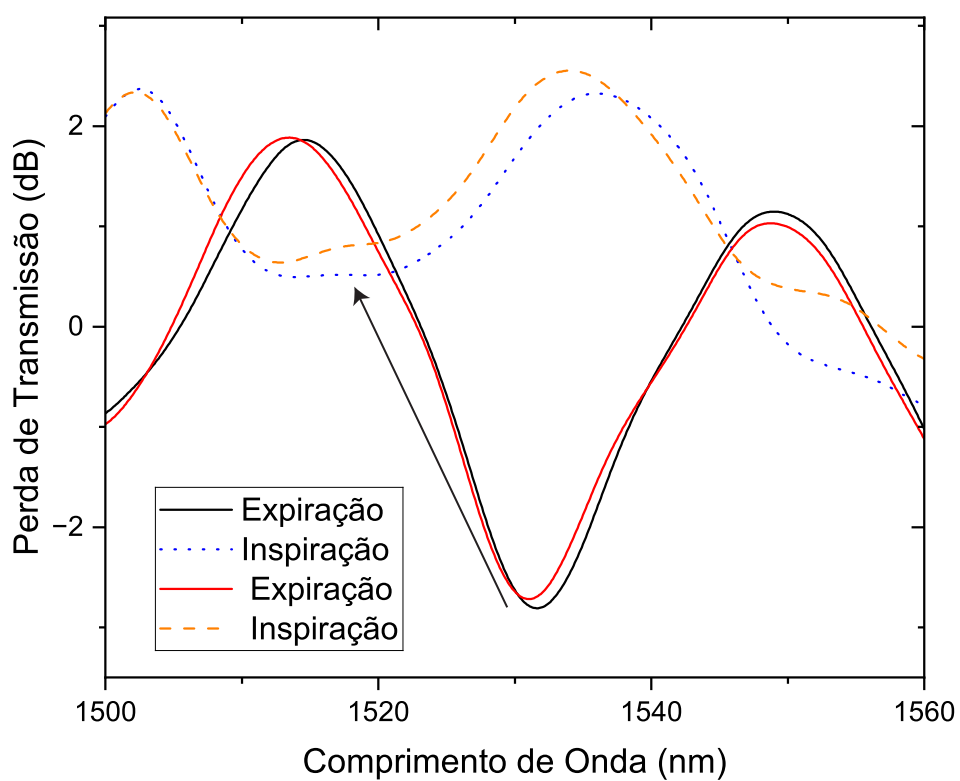
Fator Conforto	Abdomen	Peito	Costas
Ao sentar	Pode pressionar o abdomen	Confortável	Desconfortável a usar em cadeiras
Ao dormir	Desconfortável para quem dorme de bruços	Desconfortável para quem dorme de bruços	Desconfortável para quem dorme de costas
Restrição de movimentos	Baixa	Baixa	Pode restringir alguns movimentos
Discrição (sob a roupa)	Depende do ajuste da roupa	Pode criar um volume visível	Depende do ajuste da roupa

Fonte: Autor.

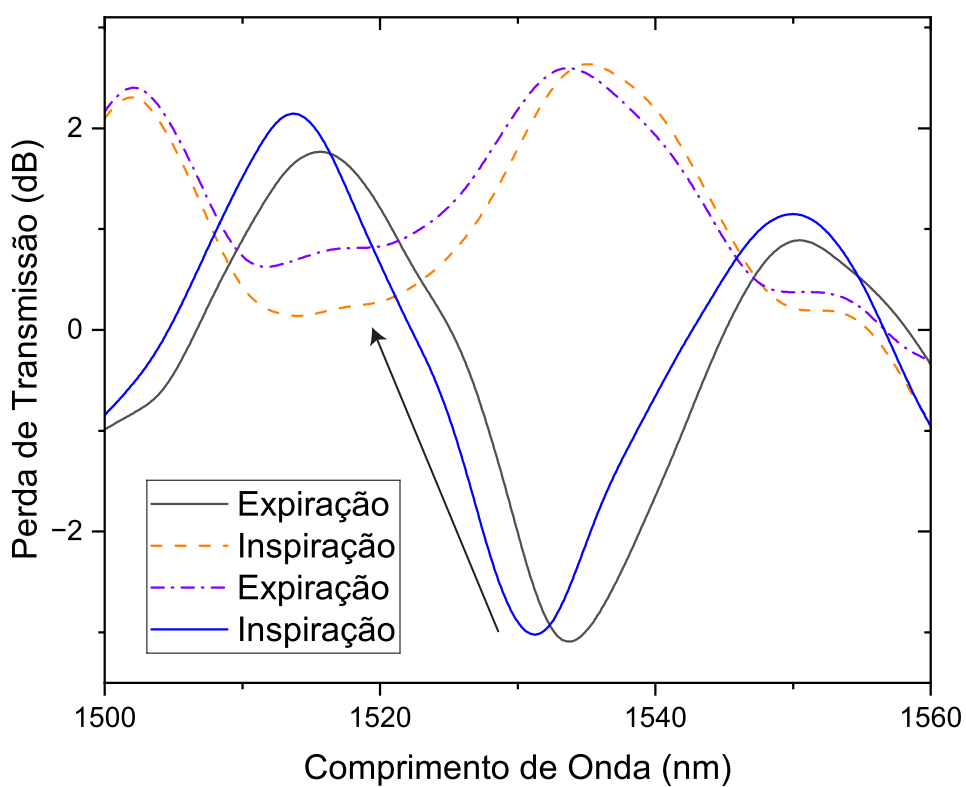
No teste de deslocamento em bancada a análise dos dados preliminares revelou uma elevada sensibilidade do sensor a deslocamentos na escala milimétrica quando aplicados à base do arco. Tal variação induziu um deslocamento espectral de magnitude significativa, na ordem de nanômetros, o que confirmou a viabilidade do dispositivo para a detecção dos sutis movimentos associados à respiração humana. O princípio de funcionamento baseado na fibra em formato de balão demonstrou, inclusive, potencial para a detecção de deslocamentos ainda menores, na ordem de micrômetros.

Com a seleção do material e a verificação inicial, os testes prosseguiram com a aplicação do sensor em um voluntário para o monitoramento do ciclo respiratório. O dispositivo, fixado em uma fita elástica, foi ajustado ao corpo do participante de forma firme, mas sem causar deformação prévia na peça ou desconforto. O protocolo experimental consistiu em registrar os sinais durante ciclos respiratórios controlados, nos quais o voluntário realizava uma expiração completa por cinco segundos, seguida por uma inspiração profunda pelo mesmo período. Este procedimento permitiu a análise da resposta do sensor em condições dinâmicas e a avaliação de sua sensibilidade e histerese, conforme apresentado nas Figura 17.

Figura 17 – Curvas de resposta do sensor durante um ciclo de inspiração e expiração, evidenciando a sensibilidade e a histerese do sistema



(a)



(b)

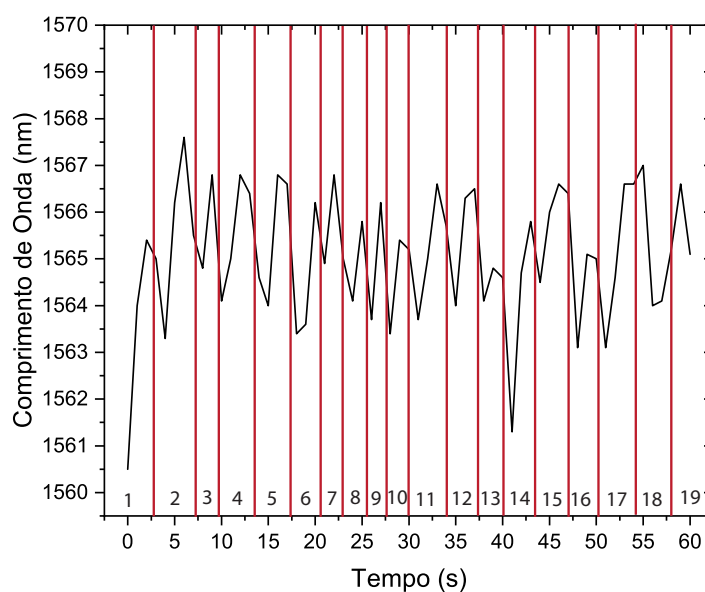
Fonte: Autor

A análise da curva de inspiração e expiração, revela a presença de uma histerese, indicada pela diferença entre as trajetórias do sinal durante a expansão e a contração do tórax. Este fenômeno pode ser atribuído a fatores como a não homogeneidade do ciclo respiratório do voluntário e a alta sensibilidade do sensor, que capta não apenas o movimento principal, mas também pequenas vibrações e acomodações mecânicas da fita e do corpo. É relevante destacar que, durante o ciclo, foi observada uma variação total no comprimento de onda do vale de 11,4 nm. Considerando uma expansão torácica média de 20 mm para o voluntário, calculou-se uma sensibilidade de deslocamento espectral de 0,54 nm/mm. Observou-se também um comportamento consistente do sinal, com o vale espectral se deslocando para comprimentos de onda menores (à esquerda) durante a inspiração e para comprimentos de onda maiores (à direita) durante a expiração.

Para a demonstração final da capacidade de monitoramento do sistema, foi realizado um registro contínuo da respiração do voluntário por um minuto, com o sensor na posição abdominal. Utilizou-se a função de rastreamento automático de vale (peak tracking) de um OSA, que fornece em tempo real o comprimento de onda central do vale de interferência. A partir da contagem dos ciclos completos de inspiração e expiração no intervalo de 60 segundos, foi possível determinar a frequência respiratória.

O monitoramento contínuo, apresentado na Figura 18, permitiu a aferição de 19 respirações por minuto (RPM). Este valor está dentro da faixa de normalidade para um adulto saudável em repouso. Cada ciclo respiratório é claramente identificado no gráfico por um mínimo (pico da inspiração) e um máximo (final da expiração). O resultado valida a eficácia do protótipo desenvolvido como um sensor vestível não invasivo para o monitoramento da frequência respiratória.

Figura 18 – Monitoramento da frequência respiratória por 60 segundos, registrando 19 RPM.



Fonte: Autor.

# 5 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o desenvolvimento e a verificação de um sensor vestível, baseado em uma fibra óptica com formato de balão, projetado para o monitoramento contínuo e não invasivo da respiração. A estrutura demonstrou alta sensibilidade à deformação mecânica, estabelecendo-se como uma ferramenta promissora para o acompanhamento de pacientes com doenças respiratórias crônicas ou agudas, viabilizando a coleta de dados vitais em tempo real para análise médica e como recurso adicional o potencial de utilização também em ambiente doméstico. Embora o sensor em si seja de baixo custo, sua utilização em detecção com um OSA é limitada devido ao fato de a interrogação ser laboriosa e de alto custo, encarecendo o setup em geral. No entanto, este estudo ressalta a significativa contribuição ao demonstrar a viabilidade e a possibilidade da utilização deste tipo de sensor, fibra óptica em formato balão, para o monitoramento respiratório com a utilização da manufatura aditiva.

Um ponto forte do modelo foi a inclusão de uma base feita com impressora 3D. Essa parte foi pensada para funcionar como um conversor mecânico, transformando o movimento amplo do tórax em uma pequena deformação exata na fibra óptica do sensor. Essa inclusão foi fundamental para amplificar o alcance de sensibilidade do aparelho e assegurar a identificação de pequenas alterações no ritmo da respiração.

Os testes práticos comprovaram a ótima performance do sensor. Foi observada uma sensibilidade de variação de cor de 0,54 nm por milímetro de expansão do peito, junto com uma pequena diferença entre a ida e a volta da medição, o que garante precisão e constância nos resultados. Além disso, o estudo sobre onde colocar o dispositivo mostrou que a área do abdômen é o melhor lugar, pois oferece um sinal mais firme e regular. A confirmação final do sistema foi feita por meio de um teste de monitoramento sem interrupção, onde o sensor registrou com exatidão uma taxa de respiração de 19 RPM em uma pessoa saudável, um valor que está de acordo com o normal.

Considerando tudo isso, é visível a conclusão de que o sensor que foi proposto alcançou o esperado, mostrando um grande potencial para ser usado na medicina. Sua capacidade de fornecer dados confiáveis de maneira confortável e não invasiva pode auxiliar significativamente médicos e profissionais da saúde no diagnóstico precoce e no acompanhamento de quadros de anormalidade respiratória.

## 5.1 Trabalhos Futuros

Os resultados deste trabalho são promissores e também abrem caminho para diversas linhas de pesquisa e aprimoramentos futuros. Primeiramente, visando à portabilidade e à redução

de custos do sistema, propõe-se a substituição do interrogador óptico. O OSA utilizado, apesar de sua alta precisão, é um equipamento de grande porte e elevado custo. O desenvolvimento de um interrogador compacto, baseado em fotodetector e microcontrolador, é um passo fundamental para tornar o sensor verdadeiramente vestível e acessível para uso clínico ou domiciliar.

Em seguida, sugere-se o aprimoramento da estrutura mecânica da estrutura 3D. Durante os testes, observou-se que o contato direto da peça com o vestuário do voluntário poderia, ocasionalmente, introduzir artefatos no sinal devido ao atrito. O projeto de um encapsulamento ou invólucro para o arco de PLA poderia isolá-lo de interferências externas, aumentando a robustez e a confiabilidade das medições em ambientes menos controlados.

Por fim, há um vasto potencial na aplicação de técnicas de inteligência artificial para a análise dos dados coletados. Para isso é necessário a integração de algoritmos de aprendizado de máquina, como redes neurais ou algoritmos genéticos, para tornar o sistema em uma ferramenta de diagnóstico preditivo. Tal integração permitirá não apenas medir a frequência respiratória, mas também classificar padrões e identificar automaticamente possíveis anormalidades, gerando alertas e possíveis decisões valiosas para a equipe de saúde.

## 5.2 Publicações Oriundas da Pesquisa

1. Mateus N. Costa, Victor H. Rodrigues Cardoso, Marcos F. C. de Souza, Paulo Caldas, Maria Thereza Rocco Giraldi, Orlando Frazão, José L. Santos, João C. W. A. Costa, "Flexible wearable optical sensor based on a balloon-like interferometer to breathing monitoring," *Proc. SPIE 13639, 29th International Conference on Optical Fiber Sensors, 136399W (22 May 2025)*; <https://doi.org/10.1117/12.3062178>

2. Mateus N. Costa, Victor H. Rodrigues Cardoso, Marcos F. C. de Souza, Paulo Caldas, Maria Thereza Rocco Giraldi, Orlando Frazão, José L. Santos, João C. W. A. Costa, "Development of a Wearable Optical Fiber Sensor Based on a Balloon-like Interferometer Combined with a 3D-printed Structure for Respiration Monitoring", Poster apresentado no 35th Anniversary World Congress on Biosensors, Elsevier;

# Referências

- AHN, D. et al. Plastic optical fiber respiration sensor based on in-fiber microholes. *Microwave and Optical Technology Letters*, Wiley Online Library, v. 61, n. 1, p. 120–124, 2019. Citado na página 2.
- AL-HAYALI, S. K.; SALMAN, A. M.; AL-JANABI, A. H. High sensitivity balloon-like interferometric optical fiber humidity sensor based on tuning gold nanoparticles coating thickness. *Measurement*, Elsevier, v. 170, p. 108703, 2021. Citado na página 1.
- AL-JANABI, D. I.; SALMAN, A. M.; AL-JANABI, A. High-sensitivity balloon-like thermometric sensor based on bent single-mode fiber. *Measurement Science and Technology*, IOP Publishing, v. 31, n. 11, p. 115106, 2020. Citado na página 20.
- BAO, W. et al. Wearable breath monitoring based on a flexible fiber-optic humidity sensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*, Elsevier, v. 349, p. 130794, 2021. Citado na página 2.
- BARRETT, K. E. et al. *Ganong, fisiologia médica*. [S.l.]: Biblioteca Hernán Malo González, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 9.
- BESKO, M.; BILYK, C.; SIEBEN, P. G. Aspectos técnicos e nocivos dos principais filamentos usados em impressão 3d. *Gestão Tecnologia e Inovação*, v. 1, n. 3, p. 9–18, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 27.
- CAI, L.; AI, X.; ZHAO, Y. A displacement sensor based on balloon-like optical fiber structure. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 338, p. 113469, 2022. ISSN 0924-4247. Citado na página 1.
- CAI, L.; AI, X.; ZHAO, Y. A displacement sensor based on balloon-like optical fiber structure. *Sensors and Actuators A: Physical*, Elsevier, v. 338, p. 113469, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 22.
- CAMILO, M. E. *Produção de Interferômetros Mach-Zehnder utilizando guias de onda do tipo pedestal e filmes finos de Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-WO<sub>3</sub>-TeO<sub>2</sub> para aplicações em sensores ópticos integrados*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2014. Citado na página 15.
- CARDOSO, V. H. R. et al. Optical strain gauge prototype based on a high sensitivity balloon-like interferometer and additive manufacturing. *Sensors*, v. 22, n. 19, 2022. ISSN 1424-8220. Citado 6 vezes nas páginas 9, 21, 22, 23, 24 e 25.
- CHEN, Z. et al. Simultaneous measurement of breathing rate and heart rate using a microbend multimode fiber optic sensor. *Journal of biomedical optics*, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, v. 19, n. 5, p. 057001–057001, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 2 e 24.
- CHI, M. J. et al. High sensitivity photon pressure sensitive skin of piercing robot based on balloon-shaped fiber optic sensor. *IEEE Access*, v. 12, p. 54772–54780, 2024. Citado na página 1.
- CHIASERA, A. et al. Spherical whispering-gallery-mode microresonators. *Laser & Photonics Reviews*, Wiley Online Library, v. 4, n. 3, p. 457–482, 2010. Citado na página 19.

DIAZ, S.; ARMENDÁRIZ, M. Á.; MATÍAS, I. R. Single-mode-multimode-single-mode fiber (sms): Exploring environmental sensing capabilities. *IEEE Sensors Letters*, IEEE, 2024. Citado na página 17.

DING, X.; JIN, T.; ZHANG, R. Balloon-like angle and micro-displacement sensor based on bent single-mode fiber. *Optical Fiber Technology*, Elsevier, v. 68, p. 102787, 2022. Citado na página 22.

DING, X. et al. Highly sensitive balloon-like fiber interferometer based on go nanomaterial coated for humidity measurement. *Optics & Laser Technology*, Elsevier, v. 158, p. 108798, 2023. Citado 3 vezes nas páginas 18, 20 e 22.

DING, Y. et al. All-fiber mzi hydrostatic pressure sensor. *Optics Laser Technology*, v. 171, p. 110414, 2024. ISSN 0030-3992. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030399223013075>>. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 21.

DUTTA, C. et al. Recent advancements in the development of sensors for the structural health monitoring (shm) at high-temperature environment: A review. *IEEE Sensors Journal*, IEEE, v. 21, n. 14, p. 15904–15916, 2021. Citado na página 1.

FREITAS, A. I. et al. Simultaneous measurement of refractive index and temperature using a balloon-type optical fiber sensor. *Optik*, Elsevier, v. 309, p. 171854, 2024. Citado na página 22.

GBUR, G.; VISSER, T. D. Young's interference experiment: Past, present, and future. *Progress in Optics*, Elsevier, v. 67, p. 275–343, 2022. Citado na página 14.

GENÇER; OĞUZ. *Zinc (Zn) Doped Carbon (C) Based Quantum Dot (QD) Synthesis Characterization*. Tese (Doutorado) — ISTANBUL TECHNICAL UNIVERSITY, 06 2021. Citado na página 14.

GOMES, L. G.; MELLO, R. de; LEAL-JUNIOR, A. Respiration frequency rate monitoring using smartphone-integrated polymer optical fibers sensors with cloud connectivity. *Optical Fiber Technology*, Elsevier, v. 78, p. 103313, 2023. Citado na página 4.

GORODETSKY, M. L.; ILCHENKO, V. S. Optical microsphere resonators: optimal coupling to high-q whispering-gallery modes. *Journal of the Optical Society of America B*, Optical Society of America, v. 16, n. 1, p. 147–154, 1999. Citado na página 19.

GUO, H. et al. Wearable fiber spr respiration sensor based on a libr-doped silk fibroin film. *ACS sensors*, ACS Publications, v. 8, n. 11, p. 4171–4178, 2023. Citado na página 4.

GUPTA, V. K.; CHOUDHARY, K.; KUMAR, S. Ascorbic acid detection using gold nanoparticles and graphene oxide-coated sms optical fiber-based sensor. *Plasmonics*, Springer, p. 1–9, 2024. Citado na página 17.

HALL, J. E. *Guyton y Hall. Tratado de fisiología médica*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2011. Citado 3 vezes nas páginas 7, 8 e 9.

HARRIS, A.; CASTLE, P. Bend loss measurements on high numerical aperture single-mode fibers as a function of wavelength and bend radius. *Journal of Lightwave technology*, IEEE, v. 4, n. 1, p. 34–40, 2003. Citado 3 vezes nas páginas 17, 18 e 20.

- HU, D. J. J.; WONG, R. Y.-N.; SHUM, P. P. Photonic crystal fiber-based interferometric sensors. *Selected Topics on Optical Fiber Technologies and Applications*, InTech London, UK, p. 21–41, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.
- ISSATAYEVA, A. et al. Fiber-optic based smart textiles for real-time monitoring of breathing rate. *Sensors*, MDPI, v. 20, n. 12, p. 3408, 2020. Citado na página 2.
- JACKSON, J. D. *Classical electrodynamics*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2021. Citado 3 vezes nas páginas 10, 11 e 12.
- JASSAM, G. M.; AHMED, S. S. High sensitivity for toxic metal ion sensor based on tapered pcf mach–zehnder interferometer. *Journal of Optics*, Springer, v. 53, n. 2, p. 1079–1085, 2024. Citado na página 17.
- JHA, R.; MISHRA, P.; KUMAR, S. Advancements in optical fiber-based wearable sensors for smart health monitoring. *Biosensors and Bioelectronics*, Elsevier, p. 116232, 2024. Citado na página 15.
- Kadhim Al-Hayali, S.; SALMAN, A. M.; Hadi Al-Janabi, A. Low-cost high-sensitivity ph sensor based on a droplet-shaped single-mode fiber mach–zehnder interferometer. *Optical Fiber Technology*, v. 71, p. 102944, 2022. ISSN 1068-5200. Citado na página 1.
- KEISER, G. *Optical fiber communications*. [S.l.]: McGraw-Hill New York, 2010. v. 2. Citado 4 vezes nas páginas 10, 11, 12 e 13.
- KELLET, J.; SEBAT, F. Make vital signs great again – a call for action. *European Journal of Internal Medicine*, 2017. Citado na página 1.
- LEAL-JUNIOR, A. G. et al. Polymer optical fiber-based sensor for simultaneous measurement of breath and heart rate under dynamic movements. *Optics & Laser Technology*, Elsevier, v. 109, p. 429–436, 2019. Citado na página 2.
- LEE, B. H. et al. Interferometric fiber optic sensors. *sensors*, Molecular Diversity Preservation International (MDPI), v. 12, n. 3, p. 2467–2486, 2012. Citado na página 15.
- LI, J. et al. Low-cost wearable device based d-shaped single mode fiber curvature sensor for vital signs monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical*, Elsevier, v. 337, p. 113429, 2022. Citado na página 2.
- LI, L. et al. Stretchable polymer optical fiber embedded in the mattress for respiratory and heart rate monitoring. *Optics & Laser Technology*, Elsevier, v. 171, p. 110356, 2024. Citado na página 2.
- LI, Z.-x. et al. Deformation monitoring of cracked concrete structures based on distributed optical fiber sensing technology. *Optical Fiber Technology*, Elsevier, v. 61, p. 102446, 2021. Citado na página 14.
- LIU, L. et al. A single-film fiber optical sensor for simultaneous measurement of carbon dioxide and relative humidity. *Optics & Laser Technology*, Elsevier, v. 147, p. 107696, 2022. Citado na página 2.
- MA, Y. et al. An ultra-low loss balloon-type single stress-applying optical fiber refractive index sensor. *Measurement*, Elsevier, v. 242, p. 116186, 2025. Citado na página 22.

- MANUJŁO, A.; OSUCH, T. Temperature fiber bragg grating based sensor for respiration monitoring. In: SPIE. *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017*. [S.l.], 2017. v. 10445, p. 362–367. Citado na página 2.
- MCDONALD, E. e. a. Antecedent and persistent symptoms in covid-19 and other respiratory illnesses: Insights from prospectively collected data in the brace trial. *Journal of Infection*, v. 89, n. 5, 2024. Citado na página 2.
- MISHRA, P. et al. Human pulse and respiration monitoring: Reconfigurable and scalable balloon-shaped fiber wearables. *Advanced Materials Technologies*, Wiley Online Library, v. 8, n. 17, p. 2300429, 2023. Citado na página 5.
- NALBANDIAN, A. et al. Post-acute covid-19 syndrome. *Nature medicine*, Nature Publishing Group, v. 27, n. 4, p. 601–615, 2021. Citado na página 2.
- PANG, Y.-N. et al. Wearable optical fiber sensor based on a bend singlemode-multimode-singlemode fiber structure for respiration monitoring. *IEEE Sensors Journal*, IEEE, v. 21, n. 4, p. 4610–4617, 2020. Citado na página 3.
- PANG, Y.-N. et al. Singlemode-multimode-singlemode optical fiber sensor for accurate blood pressure monitoring. *Journal of Lightwave Technology*, IEEE, v. 40, n. 13, p. 4443–4450, 2022. Citado na página 17.
- PENG, N. et al. Wearable optical fiber sensors for biomechanical measurement in medical rehabilitation: A review. *IEEE Sensors Journal*, IEEE, v. 23, n. 12, p. 12455–12469, 2023. Citado na página 1.
- PIERCE, J. D. et al. Post-covid-19 syndrome. *Nursing research*, LWW, v. 71, n. 2, p. 164–174, 2022. Citado na página 2.
- PORTO, C. C. Semiologia médica. In: *Semiologia médica*. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2019. p. 1440 p. Citado na página 9.
- PRESTI, L. et al. A wearable textile for respiratory monitoring: Feasibility assessment and analysis of sensors position on system response. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*. [S.l.: s.n.], 2017. v. 2017, p. 4423–4426. Citado na página 2.
- PROCHAZKA, I. et al. Identification and calibration of one-way delays in satellite laser ranging systems. *Advances in Space Research*, Elsevier, v. 59, n. 10, p. 2466–2472, 2017. Citado na página 14.
- RAZAK, R. S. A. et al. Post-covid syndrome prevalence: a systematic review and meta-analysis. *BMC public Health*, Springer, v. 24, n. 1, p. 1785, 2024. Citado na página 2.
- REN, Y. et al. A high-sensitivity balloon-type optical fiber sensor enables wide-range strain sensing with the assistance of cnn. *Measurement*, Elsevier, v. 237, p. 115254, 2024. Citado 2 vezes nas páginas 1 e 22.
- ROVERA, A. et al. Fiber optic sensors for harsh and high radiation environments in aerospace applications. *Sensors*, MDPI, v. 23, n. 5, p. 2512, 2023. Citado na página 1.

- SADEK, I. et al. A new approach for detecting sleep apnea using a contactless bed sensor: Comparison study. *Journal of medical Internet research*, JMIR Publications Toronto, Canada, v. 22, n. 9, p. e18297, 2020. Citado na página 2.
- SALEH, B. E.; TEICH, M. C. *Fundamentals of photonics*. [S.l.]: Wiley New York, 2008. v. 332. Citado na página 13.
- SHAO, M. et al. Wearable respiratory sensor based on mach-zehnder interferometer in seven-core fiber. *Optics & Laser Technology*, Elsevier, v. 174, p. 110662, 2024. Citado na página 5.
- SILVERTHORN, D. U. *Fisiologia humana: uma abordagem integrada*. [S.l.]: Artmed editora, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 9.
- SPILLANE, S. et al. Ultrahigh-q toroidal microresonators for cavity quantum electrodynamics. *Physical Review A—Atomic, Molecular, and Optical Physics*, APS, v. 71, n. 1, p. 013817, 2005. Citado na página 20.
- SRINIVASAN, K. et al. Cavity q, mode volume, and lasing threshold in small diameter algaas microdisks with embedded quantum dots. *Optics express*, Optical Society of America, v. 14, n. 3, p. 1094–1105, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.
- TAOPING, S.; ZHICHAO, L. Design of pulse and respiration monitoring system based on fiber optic sensing and vmd-fpr processing algorithm. *Optical fiber technology*, Elsevier, v. 73, p. 103033, 2022. Citado na página 4.
- VELAZQUEZ-CARREON, F. et al. Enhanced pdms-embedded fbg devices for displacement sensing. *Optics & Laser Technology*, Elsevier, v. 179, p. 111269, 2024. Citado na página 24.
- VENKETESWARAN, A. et al. Recent advances in machine learning for fiber optic sensor applications. *Advanced Intelligent Systems*, Wiley Online Library, v. 4, n. 1, p. 2100067, 2022. Citado na página 1.
- VIDOTTO, L. S. et al. Disfunção respiratória: o que sabemos? *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, SciELO Brasil, v. 45, p. e20170347, 2019. Citado na página 8.
- WANG, B. et al. Review of high temperature measurement technology based on sapphire optical fiber. *Measurement*, Elsevier, v. 184, p. 109868, 2021. Citado na página 14.
- WANG, T. et al. Enhanced refractive index and temperature sensor based on balloon-shaped mach-zehnder interferometer. *Optical Fiber Technology*, v. 65, p. 102615, 2021. ISSN 1068-5200. Citado na página 1.
- WANG, W. et al. Flexible wearable optical microfiber sensor for identifying bending direction and body temperature. *Optics & Laser Technology*, Elsevier, v. 179, p. 111281, 2024. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 16.
- WANG, Y.-L. et al. Low-cost wearable sensor based on a d-shaped plastic optical fiber for respiration monitoring. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, IEEE, v. 70, p. 1–8, 2021. Citado na página 3.
- WEI, X. et al. Optical fiber gas pressure sensor based on polydimethylsiloxane microcavity. *Journal of Lightwave Technology*, IEEE, v. 39, n. 9, p. 2988–2993, 2021. Citado na página 14.

- WEN, Z. et al. A review of sensitivity enhancement in interferometer-based fiber sensors. *Sensors*, MDPI, v. 22, n. 7, p. 2506, 2022. Citado na página 17.
- WEST, J. B. *Fisiologia respiratória-: Princípios básicos*. [S.l.]: Artmed Editora, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 7.
- WHITE, I. M.; FAN, X. On the performance quantification of resonant refractive index sensors. *Optics express*, Optical Society of America, v. 16, n. 2, p. 1020–1028, 2008. Citado na página 20.
- YU, H. et al. A brief review of whispering gallery mode in sensing. *Optics & Laser Technology*, Elsevier, v. 177, p. 111099, 2024. Citado 3 vezes nas páginas 17, 19 e 20.
- YUAN, W. et al. Temperature and curvature insensitive all-fiber sensor used for human breath monitoring. *Optics express*, Optical Society of America, v. 29, n. 17, p. 26375–26384, 2021. Citado na página 2.
- ZHANG, X. et al. Wearable optical fiber sensors in medical monitoring applications: A review. *Sensors*, MDPI, v. 23, n. 15, p. 6671, 2023. Citado na página 1.
- ZHANG, Y. et al. Determination of refractive index by a u-shaped multimode fiber sensor. *Instrumentation Science & Technology*, Taylor & Francis, v. 46, n. 5, p. 490–501, 2018. Citado na página 18.
- ZHENG, J. et al. An optical sensor designed from cascaded anti-resonant reflection waveguide and fiber ring-shaped structure for simultaneous measurement of refractive index and temperature. *IEEE Photonics Journal*, IEEE, v. 14, n. 1, p. 1–6, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 18.
- ZHOU, L. et al. Recognition of apnea and hypopnea by non-contact optical fiber mattress and its application in the diagnosis of obstructive sleep apnea hypopnea syndrome: a retrospective study. *PeerJ*, PeerJ Inc., v. 12, p. e17570, 2024. Citado na página 2.