

Sensores Baseados em Fibra Óptica: Uma Revisão

Erick Alves Ferreira

Fábio de Oliveira da Silva

Gabriel Alves dos Anjos

Thiago Silva Ribeiro

Rodrigo Gomes do Nascimento

Dr. Filipe Bento Magalhães

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo (IFSP) – Campus
Cubatão, SP, Brasil

Resumo: A tecnologia de instrumentação fotônica destaca-se pela imunidade eletromagnética e miniaturização, sendo vital para aplicações em engenharia e saúde. Este estudo detalha os mecanismos de transdução de tecnologias pontuais e distribuídas, comparando métricas críticas como sensibilidade, faixa dinâmica e limites de detecção. A análise quantitativa demonstra que, enquanto a ressonância de modo com perda oferece sensibilidade superior para detecção bioquímica, as grades de difração garantem o equilíbrio ideal para medições mecânicas. Conclui-se que a evolução desses dispositivos depende da integração com inteligência artificial e manufatura avançada para mitigar sensibilidades cruzadas e reduzir custos de implementação.

Palavras-chave: Monitoramento Estrutural. Biomedicina. Redes de Bragg. Ressonância Plasmônica. Instrumentação Fotônica.

Abstract: Photonic instrumentation technology stands out for its electromagnetic immunity and miniaturization, making it vital for applications in engineering and healthcare. This study details the transduction mechanisms of point and distributed technologies, comparing critical metrics such as sensitivity, dynamic range, and detection limits. Quantitative analysis demonstrates that while lossy-mode resonance offers superior sensitivity for biochemical detection, diffraction gratings provide the

ideal balance for mechanical measurements. It concludes that the evolution of these devices depends on integration with artificial intelligence and advanced manufacturing to mitigate cross-sensitivities and reduce implementation costs.

Keywords: *Structural Monitoring. Biomedicine. Bragg Gratings. Plasmonic Resonance. Photonic Instrumentation.*

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da tecnologia de sensores de fibra óptica (*fiber optic sensors* - FOSs) experimentou um crescimento notável nas últimas décadas, impulsionado por avanços significativos na optoeletrônica e pela redução nos custos de fabricação. Originalmente concebidas para telecomunicações, as fibras ópticas consolidaram-se como transdutores versáteis, capazes de monitorar uma vasta gama de parâmetros físicos e químicos. Suas vantagens intrínsecas, como a imunidade a interferências eletromagnéticas (*immunity to electromagnetic interference* - IEM), resistência a ambientes quimicamente agressivos, dimensões reduzidas e capacidade de multiplexação, posicionam os FOSs como soluções superiores, e muitas vezes únicas, em cenários onde sensores elétricos convencionais, como termopares e extensômetros, apresentam limitações operacionais severas (Efendioglu, 2017; Vikas *et al.*, 2022).

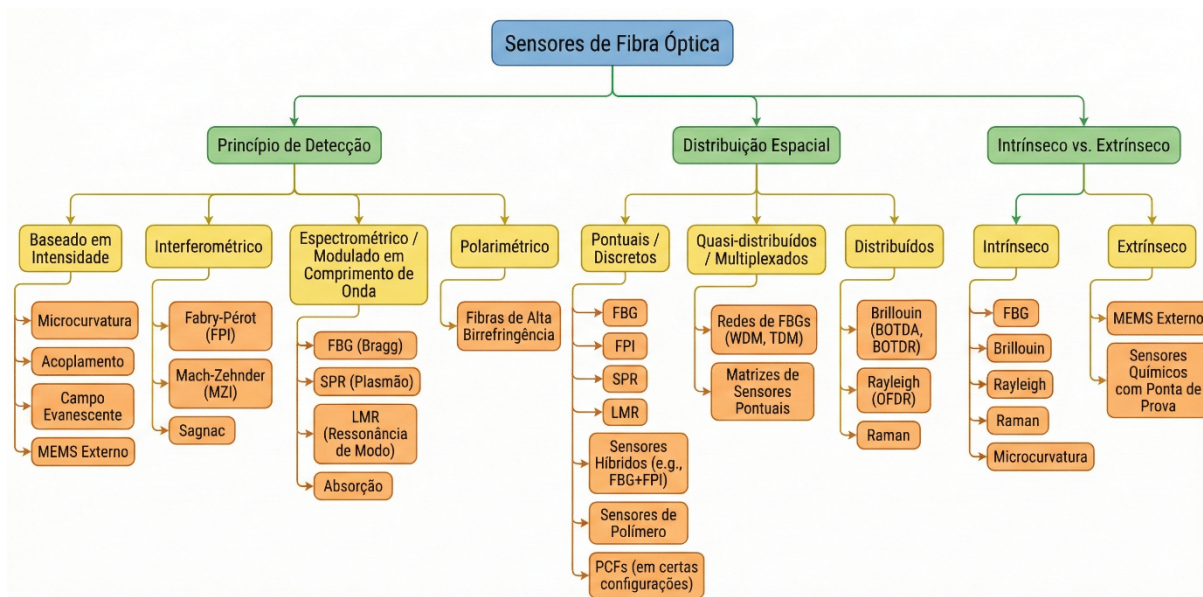
A literatura atual classifica os FOSs com base na modulação das propriedades da onda luminosa, explorando tanto o conteúdo temporal (fase e comprimento de onda) quanto o espacial (distribuição de potência modal). Tecnologias consolidadas, como as Redes de Bragg em Fibra (*Fiber Bragg Grating* - FBG), permitem medições pontuais e quase-distribuídas de alta precisão para deformação e temperatura (Taffoni *et al.*, 2013). Paralelamente, o advento de técnicas de sensoriamento distribuído baseadas em espalhamento de Rayleigh e Brillouin expandiu a capacidade de monitoramento para grandes infraestruturas, permitindo a obtenção de perfis contínuos de mensurandos ao longo de dezenas de quilômetros de fibra (Katrenova *et al.*, 2024).

Recentemente, a integração de nanorrevestimentos funcionais permitiu a exploração de fenômenos de ressonância, como a Ressonância de Plásmon de Superfície (*Surface Plasmon Resonance* - SPR) e a Ressonância de Modo com Perda

(*Lossy Mode Resonance* - LMR). Estas técnicas utilizam a interação da luz com filmes finos (metálicos ou óxidos condutores) para atingir sensibilidades extremas a variações no índice de refração, abrindo novas fronteiras para aplicações biomédicas e detecção de gases (Vikas *et al.*, 2022; Soares *et al.*, 2022).

A Figura 1 mostra o diagrama de classificação de sensores de fibra ótica.

Figura 1 - Classificação de sensores de fibra ótica



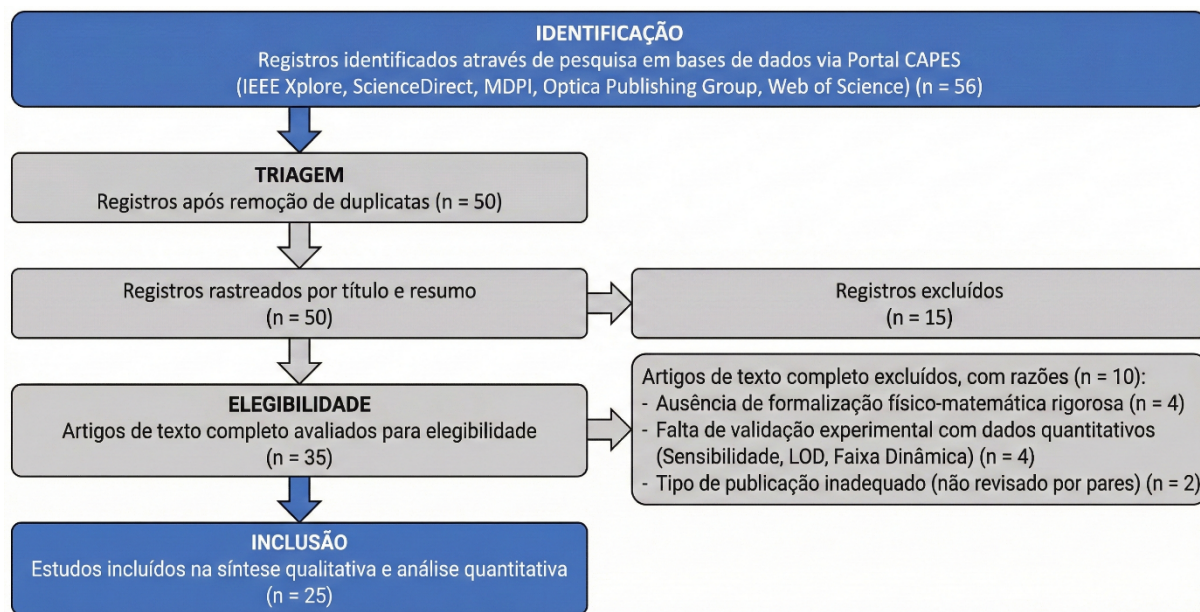
Fonte: Dos Autores (2025).

Este artigo apresenta uma revisão sistemática e crítica dessas tecnologias, com ênfase na formalização matemática dos mecanismos de transdução e na análise quantitativa de suas métricas de desempenho.

2. METODOLOGIA

Este estudo fundamenta-se em uma revisão sistemática da literatura, estruturada conforme mostra a Figura 1.

Figura 1 – Processo de Seleção de Estudos sobre Sensores Baseados em Fibras Ópticas



Fonte: Dos Autores (2025).

O levantamento bibliográfico foi conduzido por meio do Portal de Periódicos da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES). A utilização desta plataforma institucional permitiu o acesso integral e remoto às bases de dados indexadas de alto impacto, especificamente: *IEEE Xplore*, *ScienceDirect*, *MDPI*, *Optica Publishing Group* e *Web of Science*. A prospecção abrangeu o período de 2007 a 2024, empregando combinações de descritores booleanos focados nos mecanismos de transdução e aplicações: (“*Optical Fiber Sensors*” OR “*FOS*”) AND (“*Fiber Bragg Grating*” OR “*Surface Plasmon Resonance*” OR “*Brillouin Scattering*” OR “*Rayleigh Scattering*”) AND (“*Structural Health Monitoring*” OR “*Biomedical Applications*”).

3. PRINCÍPIOS FÍSICO-MATEMÁTICOS E ANÁLISE QUANTITATIVA DE SENSORES DE FIBRA ÓPTICA

A operação dos sensores de fibra óptica (*fiber optic sensors* - FOSs) fundamenta-se na modulação das propriedades intrínsecas da onda luminosa (intensidade, fase, comprimento de onda, polarização ou distribuição modal) em resposta a perturbações externas (mensurandos). Para atender ao rigor analítico necessário na engenharia fotônica, esta seção apresenta o formalismo matemático que rege os mecanismos de transdução e uma análise quantitativa comparada das

métricas de desempenho: Sensibilidade, Faixa Dinâmica e Limite de Detecção (limit of detection - LOD).

3.1. Modulação por Intensidade e Microcurvatura

Sensores de intensidade operam monitorando as perdas de potência óptica causadas por perturbações externas. O mecanismo predominante é a microcurvatura, onde a deformação mecânica induz o acoplamento entre modos guiados e modos radiantes (*cladding modes*), resultando em atenuação. A perda de potência (ΔI) pode ser correlacionada à força ou deformação aplicada (ΔF) por meio da relação descrita por Lyu, Guan e Shi (2023), que considera a constante mecânica da fibra curvada (k_f) e o módulo de Young (Y_s), esta variação na intensidade de transmissão de luz pode ser escrita conforme a Equação 1:

$$\Delta I = \left(\frac{\Delta I}{\Delta X} \right) \Delta F \left(k_f + \frac{A_s Y_s}{l_s} \right)^{-1} \quad (1)$$

Onde A_s é a área da seção transversal e l_s é o comprimento do deformador. Embora apresentem simplicidade de interrogação, esses sensores sofrem com incertezas decorrentes de flutuações na fonte de luz, exigindo técnicas de referência para compensação (Efendioglu, 2017).

3.2. Modulação por Fase: Interferometria

Os sensores interferométricos, como o interferômetro de Fabry-Pérot (*Fabry-Pérot interferometric* - FPI), Mach-Zehnder e Michelson, oferecem altíssima sensibilidade ao modular a fase da onda luminosa. No FPI, a interferência ocorre devido a múltiplas reflexões entre duas superfícies paralelas. A diferença de fase ($\Delta\varphi$) induzida por variações térmicas (ΔT) ou mecânicas é governada pela Equação 2 (Szczerska, 2022):

$$\Delta\varphi = \frac{2\pi}{\lambda} \left(n \frac{\delta x}{\delta T} + x \frac{\delta n}{\delta T} \right) \Delta T \quad (2)$$

Onde λ é o comprimento de onda central, x é o comprimento da cavidade (caminho geométrico) e n é o índice de refração. A alta resolução desses sensores permite a detecção de variações subnanométricas no comprimento da cavidade, sendo ideais para aplicações biomédicas de precisão, como medição de pressão intravascular e temperatura (Taffoni *et al.*, 2013; Szczerska, 2022).

3.3. Modulação por Comprimento de Onda: Redes de Bragg em Fibra (FBG)

As FBGs são moduladores espectrais intrínsecos que refletem um comprimento de onda específico, conhecido como comprimento de onda de Bragg (λ_B), definido pela condição de fase, conforme Equação 3 (Li *et al.*, 2022):

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (3)$$

Onde n_{eff} é o índice de refração efetivo do modo do núcleo e Λ é o período da grade. A variação no comprimento de onda refletido ($\Delta\lambda_B$) em função da deformação ($\Delta\varepsilon$) e da temperatura (ΔT) é dada pela Equação 4 canônica (Murugan *et al.*, 2021; Lu; Judd, 2022):

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - p_e)\Delta\varepsilon + (\alpha + \xi)\Delta T \quad (4)$$

Nesta equação, p_e representa o coeficiente fotoelástico efetivo, α o coeficiente de expansão térmica e ξ o coeficiente termo-óptico. A sensibilidade típica de uma FBG em fibra de sílica padrão é de aproximadamente 1,2 pm/ $\mu\varepsilon$ para deformação e 10 pm/ $^{\circ}\text{C}$ para temperatura (Taffoni *et al.*, 2013; Amaya; Sierra-Pérez, 2022). A capacidade de multiplexação por divisão de comprimento de onda (*wavelength division multiplexing* - WDM) é uma vantagem distinta desta tecnologia.

3.4. Modulação Modal (Conteúdo Espacial)

Diferente das técnicas anteriores que exploram o domínio temporal/espectral, a modulação modal analisa a distribuição espacial da energia luminosa (*specklegrama*). O número de modos (M) suportados por uma fibra, que define a

resolução do speckle, é determinado pela Frequência Normalizada (V), conforme formalizado por Efendioglu (2017) por meio da Equação 5:

$$V = \frac{2\pi a}{\lambda} NA \text{ e } M \approx \frac{V^2}{2} \text{ (para fibra degrau)} \quad (5)$$

Onde a é o raio do núcleo e NA é a abertura numérica. Perturbações externas alteram o padrão de interferência intermodal, permitindo sensoriamento de alta sensibilidade para micro-deslocamentos e vibrações.

3.5. Sensores Baseados em Ressonância (SPR e LMR)

A interação entre a luz e filmes finos nanoestruturados gera fenômenos de ressonância altamente sensíveis ao índice de refração do meio externo (RI).

- 1) SPR: Ocorre quando a parte real da permissividade dielétrica do filme metálico (ϵ'_m) é negativa e $|\epsilon'_m| > |\epsilon''_m|$. A constante de propagação da onda de plasmon de superfície (K_{sp}) é descrita pela relação de dispersão (Sharma; Jha; Gupta, 2007):

$$K_{sp} = \frac{\omega}{c} + \sqrt{\frac{\epsilon_m \epsilon_d}{\epsilon_m + \epsilon_d}} \quad (6)$$

Onde ϵ_d é a permissividade do dielétrico. Sensores SPR, frequentemente utilizando ouro (Au), atingem sensibilidades elevadas e LOD na ordem de 1,46 ng/mL para biomarcadores como cortisol (Soares *et al.*, 2022).

- 2) LMR: Diferentemente da SPR, a LMR ocorre quando a parte real da permissividade do filme é positiva ($\epsilon'_m > 0$) e superior em magnitude à parte imaginária. Isso permite o uso de Óxidos Metálicos Condutores (*Conducting Metal Oxides* - TCOs) e polímeros. A LMR pode gerar múltiplos picos espectrais e atingir sensibilidades superiores a 100.000 nm/RIU para configurações específicas, superando a SPR em certas aplicações químicas (Vikas *et al.*, 2022).

3.6. Sensores Distribuídos (Espalhamento Brillouin e Rayleigh)

Os sensores de fibra óptica distribuídos (*Distributed Fiber Optic Sensors* - DFOS) utilizam toda a extensão da fibra como transdutor. No espalhamento de Brillouin, a frequência de Brillouin (ν_B) sofre um deslocamento dependente da temperatura e deformação, conforme a Equação 7 (Ou; Luo; Soga, 2022):

$$\nu_B(\varepsilon, T) = \nu_B(0, T_0) + C_\varepsilon \varepsilon + C_T (T - T_0) \quad (7)$$

Onde C_ε e C_T são os coeficientes de sensibilidade à deformação e temperatura, respectivamente. Já o espalhamento Rayleigh (*Optical Frequency Domain Reflectometry* - OFDR) baseia-se na correlação cruzada de espectros retroespalhados para medir deslocamentos espectrais com alta resolução espacial (submilimétrica), sendo superior ao Brillouin para detecção de gradientes de deformação localizados (Katrenova *et al.*, 2024; Matveenکو *et al.*, 2022).

3.7. Análise Quantitativa Comparada

Para atender à exigência de análise quantitativa do desempenho dos sensores revisados, a Tabela 1 apresenta uma comparação das Figuras de Mérito (*Figures of Merit* - FOM), Sensibilidade e LOD, consolidando os dados empíricos das referências citadas.

Tabela 1 – Comparativo Quantitativo de Métricas de Desempenho de FOSs

Tecnologia	Sensibilidade	LOD	Faixa Dinâmica	Aplicação	Ref.
FBG (Padrão)	~1,2 pm/ $\mu\varepsilon$ ~10 pm/ $^{\circ}\text{C}$	1 $\mu\varepsilon$ 0,1 $^{\circ}\text{C}$	Alta ($\pm 5000\mu\varepsilon$)	Deformação/Temp. em Estruturas	(1)
SPR (Ouro)	3000 – 8000 nm/RIU	1,46 ng/mL (Cortisol)	Baixa (Índice de Refração)	Biossensores/Imunoensaios	(2), (3)
LMR (ITO/TCOs)	>100.000 nm/RIU	Alta sensibilidade a RI	Ajustável via espessura do filme	Detecção Química/Gás	(4)
Brillouin (Distribuído)	~0.05 MHz/ $\mu\varepsilon$ ~1 MHz/ $^{\circ}\text{C}$	Resolução espacial: ~1 m	Longo alcance (> 50 km)	Monitoramento Geotécnico/Civil	(5)
Rayleigh (OFDR)	Similar a FBG	Resolução espacial: < 1 mm	Curto/Médio alcance (< 70 m)	Gradientes de Alta Resolução	(6)

Fonte: (1) Taffoni *et al.* (2013); (2) Ochoa *et al.* (2021); (3) Soares *et al.* (2022); (4) Vikas *et al.* (2022); (5) Bertulesi *et al.* (2022); (6) Matveenکو *et al.* (2022).

A análise da Tabela 1 revela que, enquanto a tecnologia LMR oferece a maior sensibilidade teórica para variações de índice de refração, a tecnologia FBG fornece o melhor equilíbrio entre linearidade, faixa dinâmica e facilidade de multiplexação para aplicações mecânicas. Para monitoramento distribuído, há um *trade-off* claro entre resolução espacial (Rayleigh) e alcance de monitoramento (Brillouin).

4. MATERIAIS, PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS E TÉCNICAS DE FABRICAÇÃO

A eficácia dos FOSs é intrinsecamente dependente da seleção criteriosa dos materiais que compõem o guia de onda e os elementos transdutores ativos, bem como das técnicas de micro e nanofabricação empregadas. A seguir, apresenta-se uma análise sistemática dos materiais (sílica, polímeros e revestimentos funcionais) e dos processos de manufatura (inscrição a laser, deposição de filmes finos e impressão 3D), fundamentada no formalismo matemático das propriedades ópticas e na análise quantitativa de desempenho.

4.1. Materiais do Guia de Onda: Sílica e Polímeros

A sílica fundida (SiO_2) permanece o material dominante para FOSs devido à sua baixa atenuação e estabilidade térmica. No entanto, para aplicações específicas de sensoriamento, o índice de refração (n) do material é um parâmetro crítico, governado pela dispersão cromática. A dependência do índice de refração em relação ao comprimento de onda (λ) para a sílica fundida e dopantes como o dióxido de germânio (GeO_2) é matematicamente descrita pela Equação 8 de Sellmeier (Maidi; Kalam; Begum, 2023; Soares *et al.*, 2022):

$$n^2(\lambda) = 1 + \sum_{i=1}^3 \frac{A_i \lambda^2}{\lambda^2 - l_i^2} \quad (8)$$

Onde A_i e l_i são os coeficientes de Sellmeier específicos do material. Para fibras dopadas, o índice de refração do núcleo pode ser ajustado pela fração molar X de dopante (GeO_2), conforme modelado na Equação 9 por Soares *et al.* (2022):

$$n_{core}(\lambda) = \sqrt{1 + \sum_{i=1}^3 \frac{[SA_i + X(GA_i - SA_i)]\lambda^2}{\lambda^2 - [SL_i + X(GL_i - SL_i)]^2}} \quad (9)$$

Onde S e G referem-se aos coeficientes da sílica e do germânio, respectivamente. Essa formalização é crucial para o projeto de sensores baseados em campo evanescente, onde o diâmetro do campo modal (*modal field diameter* - MFD) deve ser controlado com precisão (Soares *et al.*, 2022).

Paralelamente, as Fibras Ópticas Poliméricas (*Polymeric Optical Fibers* - POFs) emergiram como alternativas de baixo custo e alta flexibilidade mecânica. Materiais como Polimetilmetacrilato (PMMA), Polidimetilsiloxano (PDMS), policarbonato (PC) e fluoropolímeros amorfos (CYTOP) são amplamente utilizados. Embora as POFs apresentem atenuação significativamente maior que a sílica (0,19 a 0,25 dB/m em 650 nm para PMMA, contra 0,0002 dB/m em 1550 nm para sílica), elas oferecem maior sensibilidade a deformações devido ao menor módulo de Young e biocompatibilidade, sendo ideais para aplicações "vestíveis" e biomédicas (Szczerka, 2022).

4.2. Materiais para Elementos Sensores Ativos: Metais e Óxidos

Para sensores baseados em ressonância (SPR e LMR), a deposição de filmes finos sobre o núcleo ou a casca da fibra é fundamental. A escolha do material dita o regime de ressonância:

- 1) Metais para SPR: Ouro (Au) e Prata (Ag) são os materiais padrão, pois possuem parte real da permissividade elétrica negativa ($\epsilon'_m < 0$). Ouro é preferido devido à sua estabilidade química, com espessuras típicas de filme em torno de 50 nm para otimizar a ressonância no espectro visível/NIR (Sharma; Jha; Gupta, 2007; SOARES *et al.*, 2022). O Paládio (Pd) é utilizado especificamente para detecção de hidrogênio, onde a formação de hidreto de paládio (PdH_x) altera a geometria e as propriedades dielétricas do filme (Xu *et al.*, 2023).
- 2) Óxidos e Polímeros para LMR: Materiais com parte real da permissividade positiva ($\epsilon'_m > 0$) e superior em magnitude à parte imaginária permitem a geração de Ressonância de Modo com Perda. TCOs como Óxido de Índio e Estanho (ITO), Óxido de Zinco (ZnO), Óxido de Estanho (SnO_2) e polímeros

como PAH/PAA são empregados. A vantagem dos TCOs reside na ajustabilidade da ressonância pela variação da espessura do filme, permitindo múltiplas bandas de absorção (Vikas *et al.*, 2022).

A Tabela 2 apresenta uma análise quantitativa comparada das propriedades e aplicações dos principais materiais utilizados na fabricação de sensores.

Tabela 2 – Comparativo de Materiais e Técnicas de Deposição para FOSs

Material	Aplicação	Método de Deposição	RIU/Parâmetro	Ref.
Au	SPR/Biosensores	<i>Sputtering</i> /Evaporação Térmica	~3000 – 8000 nm/RIU	(1)
ITO	LMR/Químico e Gás	<i>Sputtering</i> / <i>Dip Coating</i>	> 3000 nm/RIU (ajustável)	(2)
ZnO	LMR/Gás (H ₂ S, etc.)	Evaporação Térmica/ <i>Sputtering</i>	~4,14 nm/ppm (H ₂ S)	(2)
Pd	Expansão de Rede/Hidrogênio	Evaporação por feixe de elétrons	3,6 pm/ppm (H ₂)	(3)
PDMS	Interferometria/Temp.	<i>Dip Coating</i> /Moldagem	Alta sensibilidade térmica	(4)

Fonte: (1) Soares *et al.* (2022); (2) Vikas *et al.* (2022); (3) Xu *et al.* (2023); (4) Szczerska (2022).

4.3. Técnicas Avançadas de Fabricação e Integração

A funcionalização da fibra óptica exige técnicas de precisão para modificar a geometria ou as propriedades do núcleo.

4.3.1. Inscrição a Laser de Femtossegundos

Para sensores FBG operando em ambientes extremos (como turbomáquinas), a inscrição tradicional por UV é substituída por lasers de femtossegundos (fs-laser). Essa técnica induz mudanças permanentes no índice de refração por meio de absorção não linear multifotônica, criando grades estáveis em temperaturas superiores a 700°C e até 1000°C, superando as limitações das grades tipo I que sofrem degradação térmica (Murugan *et al.*, 2021). Adicionalmente, a tecnologia *Lab-in-Fiber* utiliza lasers de femtossegundos seguidos de ataque químico (*Femtosecond Laser Irradiation followed by Chemical Etching* - FLICE) para criar microcanais e cavidades interferométricas dentro da fibra, permitindo microfluidica integrada (Ochoa *et al.*, 2021).

4.3.2. Modificação Geométrica: Tapering e D-Shape

Para expor o campo evanescente e aumentar a sensibilidade em sensores SPR e LMR, a geometria da fibra é alterada. O polimento lateral (*side-polishing*) para criar fibras em formato "D" (*D-shaped*) é uma técnica robusta que permite deposição precisa de metais, facilitando a interação luz-matéria (Soares *et al.*, 2022). O afilamento (*tapering*), realizado por aquecimento e estiramento, reduz o diâmetro da fibra, expandindo o campo evanescente para o meio circundante, sendo fundamental para detecção de gases e pH (Vikas *et al.*, 2022).

4.3.3. Integração em Materiais Compósitos e Impressão 3D

A incorporação de FOSs em estruturas inteligentes enfrenta o desafio da transferência de deformação. Em materiais compósitos laminados, sensores FBG são inseridos entre as camadas durante a fabricação para monitorar o processo de cura e a saúde estrutural (Matveenkov; Kosheleva; Serovaev, 2022). Recentemente, a impressão 3D (manufatura aditiva) tem sido explorada para embutir FOSs em termoplásticos como PLA e HIPS. No entanto, estudos indicam que a adesão entre a fibra de vidro e o polímero impresso pode ser fraca, resultando em baixa sensibilidade à transferência de carga, exigindo o uso de adesivos ou tratamentos de superfície durante a impressão para garantir a integridade dos dados (Schena *et al.*, 2016; Matveenkov; Kosheleva; Serovaev, 2022).

5. TÉCNICAS DE INTERROGRAÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAL

A eficácia dos sistemas de sensoriamento óptico depende da precisão dos métodos de demodulação espectral e temporal. A interrogação converte a modulação óptica (comprimento de onda, frequência ou intensidade) em dados elétricos, enquanto o processamento de sinal aplica algoritmos para mitigar ruídos e compensar sensibilidades cruzadas.

5.1. Formalização Matemática da Interrogação

Para sensores baseados em FBG, a interrogação monitora o deslocamento do comprimento de onda de Bragg (λ_B). A relação entre a variação espectral ($\Delta\lambda_B$) e as

perturbações de deformação ($\Delta\varepsilon$) e temperatura (ΔT) é regida pela Equação 10 canônica (MURUGAN *et al.*, 2021; LI *et al.*, 2022):

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - p_e)\Delta\varepsilon + (\alpha + \xi)\Delta T \quad (10)$$

Onde p_e é o coeficiente fotoelástico, α é o coeficiente de expansão térmica e ξ é o coeficiente termo-óptico. Métodos modernos utilizam filtros de borda (LPG) para converter esse deslocamento espectral em variação de potência óptica (P), modelada pela integral da sobreposição espectral, mostrada pela Equação 11 (LI *et al.*, 2022):

$$P = P_{in} \int R_s(\lambda) T_s(\lambda) d\lambda \quad (11)$$

No domínio dos sensores distribuídos (Brillouin), a frequência de Brillouin (ν_B) sofre um deslocamento linear dependente das variáveis termomecânicas, conforme expresso pela Equação 12 (CLAUß; AHRENS; MARK, 2022; BERTULESSI *et al.*, 2022):

$$\Delta\nu_B = C_\varepsilon\Delta\varepsilon + C_T\Delta T \quad (12)$$

Onde C_ε e C_T são os coeficientes de sensibilidade à deformação e temperatura (típicos: 0,05 MHz/ $\mu\varepsilon$ e 1 MHz/ $^\circ\text{C}$), exigindo compensação cruzada rigorosa para discriminar os mensurandos.

5.2. Processamento Avançado de Sinais e Inteligência Artificial

Para superar limitações de resolução e não linearidades, técnicas avançadas de pós-processamento são empregadas:

- 1) Domínio da Frequência Espacial: A Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* - FFT) é aplicada para separar sinais de ressonância (SPR) de padrões de interferência multimodo (*multimode interference* - MMI), filtrando componentes de alta frequência espacial que representam ruído ou interferências indesejadas (Yi *et al.*, 2020).
- 2) Aprendizado de Máquina (ML): A cascata de Redes Geradoras Adversariais (*Generative Adversarial Networks* - GAN) com Redes Neurais Densas (*Deep*

Neural Network - DNN) permite a reconstrução de sinais com alta precisão, mesmo com conjuntos de dados limitados. A performance é avaliada pela Raiz do Erro Quadrático Médio (*Root Mean Square Error* - RMSE), definida como mostra a Equação 13 (LI et al., 2022):

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (13)$$

Onde y_i e $\hat{y}_i$ são os valores reais e preditos, respectivamente. Esta abordagem reduziu erros de interrogação para ± 3 pm em sistemas FBG.

- 3) Suavização e Ajuste de Curvas: Em biossensores SPR, filtros de média móvel e ajustes Gaussianos são cruciais para determinar o comprimento de onda de ressonância com precisão subnanométrica, essencial para atingir baixos LODs (Soares et al., 2022).

5.3. Análise Quantitativa Comparada

A Tabela 3 sintetiza o desempenho das principais técnicas de interrogação revisadas, estabelecendo um comparativo quantitativo de resolução e aplicação.

Tabela 3 – Comparativo de Desempenho de Técnicas de Interrogação

Técnica de Interrogação	Parâmetro Monitorado	Resolução/Precisão Típica	Aplicação Principal	Ref.
Interrogação Espectral (FBG)	Deslocamento λ_B	± 1 pm (1 $\mu\epsilon$)	SHM, Deformação Local	(1)
BOTDA (Brillouin)	Frequência ν_B	1 MHz/1,6 m (espacial)	Monitoramento Distribuído (Km)	(2)
Correlação de Intensidade (OAM)	Coefficiente de Pearson	Sensibilidade: 0,02/mN	Microforças (<10 mN)	(3)
SPR Espectral (Suavização)	Deslocamento λ_{res}	LOD: 1,46 ng/mL	Biossensoriamento (Cortisol)	(4)
FFT + Filtragem	Freq. Espacial	Separação SPR/MMI	Sensores Híbridos	(5)

Fonte: (1) Li et al. (2022); (2) Bertulesi et al. (2022); (3); (Lyu; Guan; Shi (2023); (4) Soares et al. (2022); (5) Yi et al. (2020).

Conclui-se que a escolha da técnica de interrogação define o limite de desempenho do sensor. Enquanto o uso de ML (GAN+DNN) em FBGs oferece a maior precisão pontual, técnicas distribuídas (Brillouin) sacrificam a resolução espacial em

favor do alcance, e métodos baseados em FFT e correlação são essenciais para ambientes com sinais complexos ou ruidosos.

6. APLICAÇÕES DE SENSORES DE FIBRA ÓPTICA: ANÁLISE E VALIDAÇÃO QUANTITATIVA

A aplicação prática dos FOSs exige a validação das equações de transdução em ambientes reais. Este capítulo categoriza as aplicações em Engenharia Civil e Biomedicina, correlacionando os modelos matemáticos apresentados anteriormente com dados empíricos de desempenho (Sensibilidade, Precisão e Faixa Dinâmica).

6.1. Monitoramento da Saúde Estrutural (SHM)

No monitoramento de grandes infraestruturas hidráulicas e civis, a tecnologia distribuída baseada em espalhamento de Brillouin (*Brillouin Optical Time-Domain Analyser* - BOTDA) é predominante. A relação entre o deslocamento da frequência de Brillouin ($\Delta\nu_{BFS}$) e as variáveis de estado é validada experimentalmente pela Equação 14 (Bertulesi *et al.*, 2022):

$$\Delta\nu_{BFS} = (C_T + \alpha_{conc} C_\epsilon)\Delta T + C_\epsilon \epsilon_{mec} \quad (14)$$

Onde C_T e C_ϵ são os coeficientes termo-ópticos e de deformação da fibra, e α_{conc} é o coeficiente de expansão térmica do concreto ($10 \mu\epsilon/^\circ\text{C}$). Em testes de campo numa ponte penstock, obteve-se um coeficiente de correlação de Pearson superior a 0,90 entre os dados de fibra óptica e extensômetros de corda vibrante, com um coeficiente de transdução empírico de $CS \approx 0,16 \text{ MHz}/\mu\epsilon$ (Bertulesi *et al.*, 2022).

Para detecção de fissuras locais, Ou, Luo e Soga (2022) demonstraram que a largura da fissura (dc) pode ser quantificada pela integração do perfil de deformação obtido via espectro de Brillouin, conforme Equação 15:

$$dc = 0,5(\epsilon_c - \epsilon_d)r_c L \quad (15)$$

Onde ϵ_c é a deformação de pico e L a resolução espacial. O erro de estimativa de tamanho de fissura manteve-se abaixo de 20% para aberturas submilimétricas. Em pontes de aço, sistemas FBG multiplexados demonstraram divergência média de

apenas 7% em comparação com extensômetros elétricos tradicionais, validando o uso para detecção de momento fletor sob cargas dinâmicas (Lu; Judd, 2022).

6.2. Aplicações Biomédicas e Dosimetria

Em biomedicina, a miniaturização e o LOD são críticos. Para a detecção de cortisol via imunossensor SPR em fibra "D-shaped", o LOD é formalmente definido como demonstrado pela Equação 16 (Soares *et al.*, 2022):

$$LOD = \bar{x}_{branco} + 3\sigma_{branco} \quad (16)$$

Onde $\bar{x}_{branco}$ é a média e σ_{branco} o desvio padrão da resposta do branco. A aplicação desta metodologia resultou em um LOD de 1,46 ng/mL e uma sensibilidade logarítmica de 0,65 nm/log(ng/mL), cobrindo a faixa fisiológica do cortisol no suor e sangue (Soares *et al.*, 2022).

Na dosimetria de radiação para braquiterapia, sensores baseados em cintilação (Gd₂O₂S:Tb) encapsulados em fibra PMMA apresentaram resposta linear à atividade da fonte de Iodo-125 (0,361 a 2,88 mCi). A precisão do sistema foi validada com erro máximo de 4,13% em comparação ao protocolo de cálculo de dose TG-43, exibindo uma sensibilidade de 152 contagens de fótons/Gy (Woulfe *et al.*, 2020).

6.3. Síntese Quantitativa das Aplicações

A Tabela 4 consolida os dados de desempenho das aplicações revisadas, demonstrando a viabilidade técnica dos FOSs frente aos métodos tradicionais.

Tabela 4 – Desempenho Quantitativo de FOSs em Aplicações Reais

Aplicação	Tecnologia/Sensor	Parâmetro Monitorado	Métrica de Desempenho (Validada)	Ref.
Ponte Hidráulica	Brillouin (BOTDA)	Deformação Distribuída	Correlação Pearson: > 0.90 Resolução Espacial: 1,60 m	(1)
Ponte de Aço	FBG Multiplexada	Deformação Pontual	Erro médio vs. Strain Gauge: 7% Faixa: ±2500 µε	(2)
Coletor de Esgoto	Rayleigh (DFOS)	Deslocamento/Fissura	Resolução Espacial: 10 mm Detecção de recalque: ~1 mm	(3)
Detecção Cortisol	SPR (Ouro/D-shape)	Índice de Refração	LOD: 1,46 ng/mL Sensibilidade: 0,65 nm/dec	(4)
Braquiterapia	Cintilação (PMMA)	Dose de Radiação	Sensibilidade: 152 counts/Gy Erro Máximo: 4,13%	(5)

Fonte: (1) Bertulessi *et al.* (2022); (2) Lu; Judd (2022); (3) Popielski *et al.* (2021); (4) Soares *et al.* (2022); (5) Woulfe *et al.* (2020)

7. DESAFIOS E LIMITAÇÕES QUANTITATIVAS

A implementação prática de FOSs enfrenta limitações críticas relacionadas ao acoplamento de variáveis e à mecânica dos materiais. A principal barreira é a sensibilidade cruzada entre deformação (ε) e temperatura (T), regida pela relação linear, conforme Equação 17 (Clauß; Ahrens; Mark, 2022):

$$\frac{\Delta\nu}{\nu} = K_{\varepsilon}\Delta\varepsilon + K_T\Delta T \quad (17)$$

Para fibras de sílica padrão, a razão K_{ε}/K_T implica que um erro de compensação térmica de apenas 1°C induz um erro de deformação de $\sim 10 \mu\varepsilon$, o que pode comprometer em até 50% a detecção de fissuras incipientes em concreto (Clauß; Ahrens; Mark, 2022).

Outro desafio é a transferência de carga na interface fibra-hospedeiro. Cabos com múltiplas camadas sofrem deslizamento interno (*slippage*), onde a deformação medida (ε_m) subestima a real (ε_h) por um fator $\alpha < 1$, suavizando picos de tensão locais (Popielski *et al.*, 2021). Em ambientes de alta temperatura, a estabilidade é limitada pelo método de inscrição: FBGs ultravioleta (UV) degradam-se acima de 300°C, exigindo o uso de FBGs inscritas por laser de femtossegundos para operações até 1000°C (Murugan *et al.*, 2021).

A Tabela 5 resume as limitações críticas identificadas na literatura revisada.

Tabela 5 – Resumo Quantitativo das Limitações Operacionais

Parâmetro Crítico	Limitação Quantificada	Consequência	Ref.
Sensibilidade Cruzada	Erro de 1 °C $\approx$ 10 $\mu\varepsilon$	Falsos positivos em SHM	(1)
Transferência de Carga	Fator $\alpha < 1$ (<i>Slippage</i>)	Subestimação de fissuras	(2)
Resolução Espacial	<i>Gage Length</i> fixo	Perda de gradientes altos	(3)
Estabilidade Térmica	T > 300 °C (UV-FBG)	Apagamento da grade	(4)
Cinética (Bio)	Tempo resp. $\sim$ 11 min	Atraso em tempo real	(5)

Fonte: (1) Clauß; Ahrens; Mark (2022); (2) Popielski *et al.* (2021); (3) Matveenko *et al.* (2022); (4) Murugan *et al.* (2021); (5) Xu *et al.* (2023).

8. PERSPECTIVAS FUTURAS E DIREÇÕES DE PESQUISA

A evolução dos FOSs transcende a miniaturização, caminhando para a integração sistêmica com algoritmos avançados e novos materiais para superar os limites físicos de detecção atuais.

A aplicação de *Deep Learning* é essencial para resolver não linearidades na função de transferência dos sensores. Li *et al.* (2022) demonstraram que a cascata de GAN e DNN minimiza a função de perda de erro quadrático médio, $Loss = \frac{1}{m} \sum (y_i - \hat{y}_i)^2$, permitindo uma precisão de interrogação de comprimento de onda de ± 3 pm, superando métodos tradicionais que exigem grandes *datasets* experimentais.

A fronteira da tecnologia LOF reside na inscrição de microcanais fluídicos FLICE. Isso permitirá a análise simultânea de múltiplos parâmetros bioquímicos em tempo real, visando atingir LOD na escala femtomolar para biomarcadores de câncer e patógenos, integrando nanofotônica e microfluídica em uma única plataforma "*plug-and-play*" (Ochoa *et al.*, 2021; Nadia Ahmad Mohamad *et al.*, 2023).

A pesquisa em materiais foca na otimização da derivada da sensibilidade espectral ($S = \partial\lambda/\partial n$). O uso de TCOs e polímeros nanoestruturados em sensores LMR promete sensibilidades superiores a 100.000 nm/RIU, permitindo a detecção de gases e reações bioquímicas com resolução sem precedentes, superando as restrições dos metais nobres tradicionais (Vikas *et al.*, 2022).

No campo biomédico, o avanço dos algoritmos de reconstrução de forma (comparando matrizes de transformação homogênea versus equações de Frenet-Serret) em fibras multicore permitirá a navegação de cateteres e agulhas com erros de posicionamento submilimétricos (< 1 mm), essenciais para procedimentos minimamente invasivos e robótica cirúrgica de alta precisão (Katrenova *et al.*, 2024).

9. CONCLUSÃO

A presente revisão sistemática consolidou a eficácia dos FOSs como ferramentas versáteis de instrumentação, fundamentadas em mecanismos de transdução que abrangem desde a modulação espectral em FBG até fenômenos de ressonância plasmônica (SPR/LMR) e espalhamento distribuído. A análise comparativa quantitativa demonstrou que não existe uma solução universal, enquanto

a tecnologia LMR com óxidos metálicos oferece a maior sensibilidade teórica para variações de índice de refração (>100.000 nm/RIU), as FBGs mantêm o melhor equilíbrio entre linearidade e capacidade de multiplexação para aplicações mecânicas. No domínio do monitoramento distribuído, estabeleceu-se um *trade-off* claro entre a alta resolução espacial da tecnologia Rayleigh (OFDR) e o longo alcance proporcionado pelo espalhamento Brillouin.

A validação empírica das equações de transdução em cenários reais confirmou a maturidade da tecnologia. Na Engenharia Civil, sensores distribuídos atingiram correlações superiores a 0,90 em comparação a métodos tradicionais, garantindo a confiabilidade no SHM de grandes infraestruturas. Simultaneamente, na biomedicina, a miniaturização e o uso de fibras funcionais permitiram atingir limites de detecção na escala de nanogramas para biomarcadores e alta precisão na dosimetria de radiação, superando limitações de biocompatibilidade e tamanho dos sensores elétricos convencionais.

Entretanto, a implementação massiva dos FOSs ainda enfrenta desafios críticos, notadamente a sensibilidade cruzada entre temperatura e deformação, onde pequenos erros de compensação térmica podem comprometer significativamente a precisão dos dados estruturais. Adicionalmente, questões como a transferência de carga na interface fibra-hospedeiro e a degradação térmica de gravações UV limitam certas aplicações industriais. A superação dessas barreiras reside na adoção de técnicas avançadas de fabricação, como a inscrição por laser de femtossegundos para ambientes extremos, e no uso de materiais inovadores, como polímeros e TCOs, para ajustar a ressonância espectral.

Por fim, as perspectivas futuras apontam para a convergência entre a fotônica e a inteligência artificial. A integração de algoritmos de *Deep Learning* (GAN e DNN) mostrou-se capaz de mitigar não linearidades e ruídos, elevando a precisão da interrogação espectral a níveis subpicométricos. Caminha-se, portanto, para uma nova geração de sistemas *Lab-in-Fiber* e estruturas inteligentes, onde a fibra óptica deixa de ser apenas um elemento passivo de transmissão para se tornar uma plataforma integrada de diagnóstico multiparamétrico em tempo real.

REFERÊNCIAS

AMAYA, Alejandra; SIERRA-PÉREZ, Julián. Toward a Structural Health Monitoring Methodology for Concrete Structures under Dynamic Loads Using Embedded FBG Sensors and Strain Mapping Techniques. **Sensors**, v. 22, n. 12, p. 4569, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/s22124569>.

BERTULESSI, Manuel et al. Monitoring Strategic Hydraulic Infrastructures by Brillouin Distributed Fiber Optic Sensors. **Water**, v. 14, n. 2, p. 188, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/w14020188>.

CLAUß, Felix; AHRENS, Mark Alexander; MARK, Peter. Thermo-mechanical experiments on reinforced concrete beams: Assessing thermal, mechanical, and mixed impacts on fiber optic measurements. **Structural Concrete**, v. 23, n. 6, p. 3521–3537, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1002/suco.202100890>.

EFENDIOGLU, Hasan Seckin. A Review of Fiber-Optic Modal Modulated Sensors: Specklegram and Modal Power Distribution Sensing. **IEEE Sensors Journal**, v. 17, n. 7, p. 2055–2064, 2017. DOI: [10.1109/JSEN.2017.2658683](https://doi.org/10.1109/JSEN.2017.2658683).

KATRENOVA, Zhanerke et al. Status and future development of distributed optical fiber sensors for biomedical applications. **Sensing and Bio-Sensing Research**, v. 43, p. 100616, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sbsr.2023.100616>.

LI, Shuna et al. Improvement of Fiber Bragg Grating Wavelength Demodulation System by Cascading Generative Adversarial Network and Dense Neural Network. **Applied Sciences**, v. 12, n. 18, p. 9031, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/app12189031>.

LU, Renxiang; JUDD, Johnn. Field-Deployable Fiber Optic Sensor System for Structural Health Monitoring of Steel Girder Highway Bridges. **Infrastructures**, v. 7, n. 2, p. 16, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/infrastructures7020016>.

LYU, Shuhan; GUAN, Yaojun; SHI, Xinghua. Orbital angular momentum mode fiber force sensing technology based on intensity interrogation. **Biomedical Optics Express**, v. 14, n. 8, p. 3924, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.495034>.

MAIDI, Abdul Mu'iz; KALAM, Md. Abul; BEGUM, Feroza. Photonic crystal fibre for blood components sensing. **Sensing and Bio-Sensing Research**, v. 41, p. 100565, 2023. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sbsr.2023.100565>.

MATVEENKO, Valerii et al. Measurement of Gradient Strain Fields with Fiber-Optic Sensors. **Sensors**, v. 23, n. 1, p. 410, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/s23010410>.

MATVEENKO, Valerii. P.; KOSHELEVA, N. A.; SEROVAEV, G. S. Strain measurements by FBG-based sensors embedded in various materials manufactured by different technological processes. **Procedia Structural Integrity**, v. 37, p. 508–516, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2022.01.116>.

MURUGAN, Muthuvel et al. Embedded Temperature Sensor Evaluations for Turbomachinery Component Health Monitoring. **Energies**, v. 14, n. 4, p. 852, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/en14040852>.

MOHAMAD, Nadia Ahmad et al. Optical Sensor Implementation for Health Care Monitoring Based on Optical Fiber Technology: A Review. **Journal of Techniques**, v. 5, n. 4, p. 65–76, 2023. DOI: <https://doi.org/10.51173/jt.v5i4.1353>.

OCHOA, Mario et al. Recent Advances in Biomedical Photonic Sensors: A Focus on Optical-Fibre-Based Sensing. **Sensors**, v. 21, n. 19, p. 6469, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/s21196469>.

OU, Ruonan; LUO, Linqing; SOGA, Kenichi. Brillouin scattering spectrum-based crack measurement using distributed fiber optic sensing. **Structural Health Monitoring**, v. 21, n. 4, p. 1345–1366, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1177/14759217211030913>.

POPIELSKI, Paweł et al. Monitoring of Large Diameter Sewage Collector Strengthened with Glass-Fiber Reinforced Plastic (GRP) Panels by Means of Distributed Fiber Optic Sensors (DFOS). **Sensors**, v. 21, n. 19, p. 6607, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/s21196607>.

SCHENA, Emiliano et al. Fiber Optic Sensors for Temperature Monitoring during Thermal Treatments: An Overview. **Sensors**, v. 16, n. 7, p. 1144, 2016. DOI: <https://doi.org/10.3390/s16071144>.

SHARMA, Anuj K.; JHA, Rajan; GUPTA, B. D. Fiber-Optic Sensors Based on Surface Plasmon Resonance: A Comprehensive Review. **IEEE Sensors Journal**, v. 7, n. 8, p. 1118–1129, 2007. DOI: 10.1109/JSEN.2007.897946.

SOARES, Maria S. et al. Label-free plasmonic immunosensor for cortisol detection in a D-shaped optical fiber. **Biomedical Optics Express**, v. 13, n. 6, p. 3259, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.456253>.

SZCZERSKA, Malgorzata. Temperature Sensors Based on Polymer Fiber Optic Interferometer. **Chemosensors**, v. 10, n. 6, p. 228, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/chemosensors10060228>.

TAFFONI, Fabrizio et al. Optical Fiber-Based MR-Compatible Sensors for Medical Applications: An Overview. **Sensors**, v. 13, n. 10, p. 14105–14120, 2013. DOI: <https://doi.org/10.3390/s131014105>.

VIKAS et al. Recent Advances in Lossy Mode Resonance-Based Fiber Optic Sensors: A Review. **Micromachines**, v. 13, n. 11, p. 1921, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/mi13111921>.

WOULFE, P. et al. Optical fiber dosimeter for real-time in-vivo dose monitoring during LDR brachytherapy. **Biomedical Optics Express**, v. 11, n. 7, p. 4027, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.385610>.

XU, Feng et al. Fabry–Pérot Cavities with Suspended Palladium Membranes on Optical Fibers for Highly Sensitive Hydrogen Sensing. **Molecules**, v. 28, n. 19, p. 6984, 2023. DOI: <https://doi.org/10.3390/molecules28196984>.



YI, Duo et al. Interrogation technique analyses of a hybrid fiber optic sensor based on SPR and MMI. **Optics Express**, v. 28, n. 14, p. 20764, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1364/OE.396374>.