

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROJETO DE GRADUAÇÃO**

LUCAS GONÇALVES WEBSTER

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA EMBARCADO PARA
SENSORIAMENTO DE MOVIMENTO ARTICULAR
USANDO FIBRAS ÓPTICAS POLIMÉRICAS**

VITÓRIA – ES
MARÇO/2016

LUCAS GONÇALVES WEBSTER

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA EMBARCADO PARA
SENSORIAMENTO DE MOVIMENTO ARTICULAR
USANDO FIBRAS ÓPTICAS POLIMÉRICAS**

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno **Lucas Gonçalves Webster**, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Coorientador: Profa. Dra. Maria José Pontes

VITÓRIA – ES
MARÇO/2016

LUCAS GONÇALVES WEBSTER

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA EMBARCADO PARA
SENSORIAMENTO DE MOVIMENTO ARTICULAR USANDO
FIBRAS ÓPTICAS POLIMÉRICAS**

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno **Lucas Gonçalves Webster**, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Aprovada em 15, de março de 2016.

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Profa. Dra. Maria José Pontes
Universidade Federal do Espírito Santo
Coorientador

Prof. Dr. Carlos Eduardo Castelani
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador

Eng. Arnaldo Gomes Leal Junior
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador

RESUMO

Medição de ângulos articulares é de extrema importância para o estudo e compreensão da biomecânica do corpo humano. A habilidade de descrever características do movimento articular quantitativamente também auxilia no estudo e tratamento de distúrbios musculoesqueléticos, podendo impactar significativamente na qualidade de vida de indivíduos com deficiência. Apesar de muitos equipamentos terem sido desenvolvidos e aperfeiçoados ao longo das últimas décadas, os equipamentos estado da arte para monitoramento de movimento articular ainda são incapazes de reunir precisão, portabilidade, facilidade de manuseio, baixo custo e imunidade a interferências eletromagnéticas em um só dispositivo. Avanços tecnológicos nos processos de fabricação de fibras ópticas poliméricas permitiram o uso dessa tecnologia para sensoriamento, e acredita-se que a tecnologia será capaz de satisfazer estas demandas. Neste trabalho, um sensor baseado em fibra óptica polimérica é proposto para realizar medidas de ângulo articular baseando-se na modulação de intensidade luminosa em função da macrocurvatura imposta pelo deslocamento angular da articulação. Ensaios estáticos foram realizados para validação do sensor.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Refração de um raio de luz que se propaga em dois meios distintos	14
Figura 2 – Ilustração da reflexão interna total	15
Figura 3 – Raios de luz se propagando em uma fibra flexionada.....	16
Figura 4 – Experimento realizado por Winter et al.	19
Figura 5 – Experimento utilizando a técnica de Radiografia.	20
Figura 6 – Sistema Vicon realizando captura de movimento.	21
Figura 7 – Potenciômetro acoplado na articulação de um exoesqueleto.	23
Figura 8 – Eletrogoniômetro flexível da empresa Biometrics.	24
Figura 9 – Sessão transversal de fibras SI e GI.	27
Figura 10 – Modos de propagação em uma fibra multimodo.....	28
Figura 11 – Espectro das perdas em uma fibra MM.....	31
Figura 12 – Principais elementos que consistem no interferômetro de Mach-Zehnder.	33
Figura 13 – Interferômetro de Michelson com fibra óptica.....	33
Figura 14 – Interferômetro de Fabry-Perot.....	34
Figura 15 – Entalhes na fibra.....	35
Figura 16 – Diagrama de blocos descrevendo a montagem realizada em laboratório.	37
Figura 17 – Comportamento da fibra sujeita a um ângulo de flexão para diferentes raios de curvatura.	38
Figura 18 – Resposta do sensor para fibra com e sem casca.	39
Figura 19 – Corte lateral da POF por meio de uma fresadora CNC.....	40
Figura 20 – Vista lateral e corte transversal da fibra.	41
Figura 21 – Definição dos pontos na curva da histerese	42
Figura 22 – Comportamento do sensor nos movimentos de flexão e extensão para o ensaio 3.	44
Figura 23 – Comportamento do sensor nos movimentos de flexão e extensão para o ensaio 2.	44
Figura 24 – Comportamento do sensor nos movimentos de flexão e extensão para a amostra 22.	46
Figura 25 – Resposta do sensor em testes de repetitividade, para amostra 15.	47
Figura 26 – Resposta do sensor no ensaio #3, normalizado para os valores da fibra de referência.	47

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Famílias de SI-POF.....	30
Quadro 2 – Famílias de GI-POF.....	30
Quadro 3 – Parâmetros da POF.....	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Ensaio realizados com amostras confeccionadas manualmente.	43
Tabela 2 – Ensaio realizados com amostras confeccionadas na fresa CNC.	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
ADU	<i>Analog-to-Digital Unit</i>
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i>
CNE	Comprimento de Núcleo Exposto
GI	<i>Graded-Index</i>
GOF	<i>Glass Optical Fiber</i>
LASER	<i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i>
LED	<i>Light-Emitting Diode</i>
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>
MM	<i>Multi-Mode</i>
NA	<i>Numerical Aperture</i>
PC	Policarbonato
PF	Perfluorado
PMMA	Polimetilmetacrilato
POF	<i>Polymer Optical Fiber</i>
SI	<i>Step-Index</i>
SM	<i>Single-Mode</i>
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

θ_1	Ângulo do raio luminoso do meio 1 em relação à normal (°)
θ_2	Ângulo do raio luminoso do meio 2 em relação à normal (°)
θ_c	Ângulo crítico (°)
θ_i	Ângulo de incidência (°)
θ_r	Ângulo de reflexão (°)
n_1	Índice de refração do meio 1
n_2	Índice de refração do meio 2
n	Índice de refração
c	Velocidade de propagação (m/s)
c_0	Velocidade de propagação no vácuo (m/s)
R^2	Coefficiente de determinação
Y_{mf}	Intensidade média da curva de flexão linearizada
Y_{me}	Intensidade média da curva de extensão linearizada
Y_{max}	Intensidade máxima
Y_{min}	Intensidade mínima
σ_{sinal}	Variância do sinal amostrado
$\sigma_{ruído}$	Variância do ruído amostrado

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Motivação	12
1.2	Objetivos.....	13
1.3	Princípios básicos de óptica.....	13
1.3.1	Óptica geométrica.....	14
1.4	Organização do livro	16
2	MEDIÇÃO DE ÂNGULOS ARTICULARES.....	17
2.1	Considerações gerais	17
2.2	Sistemas óptico-eletrônicos	18
2.2.1	Televisão-computador	19
2.2.2	Radiografia	20
2.2.3	Fotogrametria assistida por computador	20
2.3	Sistemas acústicos	22
2.4	Eletrogoniômetros	22
2.4.1	Potenciômetros	22
2.4.2	Eletrogoniômetros flexíveis	23
2.4.3	Sensores inerciais	24
2.5	Têxteis Inteligentes.....	25
3	SENSORES BASEADOS EM FIBRA ÓPTICA	26
3.1	Considerações gerais	26
3.2	Aspectos construtivos da fibra óptica.....	27
3.3	O conceito de modo.....	28
3.4	Fibra óptica polimérica (POF).....	29
3.5	Sensores baseados em fibra óptica	30
3.5.1	Sensores baseados em espectro	32
3.5.2	Sensores baseados em interferômetros.....	32
3.5.3	Sensores baseados em intensidade	34
3.5.3.1	Sensores de curvatura baseados em fibra óptica	34
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
4.1	Considerações gerais	37
4.2	Fabricação das amostras	39
5	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL.....	42

5.1 Ensaio com amostras preparadas manualmente.....	42
5.1.1 Resultados e discussões.....	43
5.2 Ensaio com amostras preparadas com fresadora CNC	45
5.2.1 Resultados e discussões.....	45
5.3 Melhor resultado.....	47
6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	48
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	50
APÊNDICE A	54

1 INTRODUÇÃO

A fibra óptica se tornou uma possibilidade no início do século 19, quando a comunidade acadêmica passou a ter conhecimento sobre o fenômeno da reflexão interna total. No entanto, foi na segunda metade do século 20 que a tecnologia se estabeleceu. Graças a uma crescente demanda por sistemas de transmissão mais eficientes, o desenvolvimento de técnicas de produção em massa e de melhorias técnicas capazes de minimizar as perdas, a fibra óptica revolucionou as telecomunicações (UDD; JR, 2011).

Apesar de as fibras ópticas poliméricas (POF, do inglês *Polymer Optical Fiber*) terem sido desenvolvidas em paralelo com as fibras ópticas de vidro (GOF, do inglês *Glass Optical Fiber*), também para aplicações de comunicação de dados, sua alta atenuação em relação às GOF impediu que ocupassem lugar de destaque no mercado, tendo seu uso limitado principalmente a transmissão de curtas distâncias, em geral, no interior de automóveis e aviões por exemplo (BILRO, 2011).

Entretanto, nos últimos anos, a fibra óptica vem se tornando cada vez mais popular na área de instrumentação. A tecnologia oferece inúmeras vantagens sobre as alternativas estabelecidas no mercado, como a imunidade a interferências eletromagnéticas, sensibilidade, leveza, baixo custo, incapacidade de gerar faíscas (oferece risco de incêndio mínimo em atmosfera explosiva), entre outras (UDD; JR, 2011).

Nesse contexto, onde baixa atenuação não é um parâmetro crítico, a POF oferece uma grande vantagem sobre a GOF, que é uma redução significativa de custo; por ter um núcleo com diâmetro maior, permite a utilização de conectores plásticos de baixa precisão e componentes opto eletrônicos mais baratos. Além disso, seu manuseio é facilitado, podendo ser feito sem ferramentas especiais ou treinamento. Portanto, a POF se torna atraente no que se refere à medição de propriedades físicas e químicas (KALYMNIOS, 2005).

Sensores capazes de monitorar movimento articular são de grande importância na área de engenharia biomédica, e estão relacionados a inúmeras aplicações de reabilitação e ergonomia. Tais sensores trariam benefícios nos processos de diagnóstico e tratamento de lesões em articulações, no desenvolvimento de sistemas protésicos e até mesmo no treinamento de atletas

profissionais. Em geral, devido à simplicidade e eficácia da técnica, sensores desenvolvidos com essa finalidade encontrados na literatura relacionam as alterações na potência transmitida ao longo da fibra óptica, com o raio de curvatura imposto pela flexão da mesma. Por essas razões, neste trabalho, optou-se por desenvolver um sistema portátil para monitorar em tempo real o movimento articular, baseado na modulação de intensidade luminosa em fibras ópticas poliméricas.

1.1 Motivação

Diversos métodos foram propostos para monitorar o movimento de articulações humanas. Uma possível abordagem é o acoplamento de potenciômetros em um exoesqueleto, também conhecidos como eletro goniômetros (CHAO et al., 1980). Entretanto, é desejável restringir o uso de elementos mecânicos sempre que possível para que a necessidade de manutenção seja minimizada. Outro método interessante é pelo processamento de imagens adquiridas por câmeras CCD (SAFAEE-RAD; SHWEDYK; QUANBURY, 1990), que apesar de ser mais eficaz que o primeiro, possui a desvantagem de ser limitado a ambientes laboratoriais.

Com propósito de satisfazer a necessidade de uma tecnologia não intrusiva, portátil e capaz de produzir medidas confiáveis em tempo real, de forma contínua, foram desenvolvidos sistemas baseados em fibras ópticas poliméricas para medir ângulo pela modulação da potência transmitida na POF (PATIL; PROHASKA, 1988; CHERBI; MEHENNI; AKSAS, 2004). Há ainda registros de trajes com sensores de POF integrados para avaliar movimento de membros superiores (MUNOZ et al., 1995; LEE; KWON, 2001), inferiores (GIBBS; ASADA, 2005; BILRO, 2011) e curvatura da espinha dorsal (WILLIAMS; HAQ; LEE, 2010; DUNNE et al., 2006).

Apesar dos vários estudos terem reportado resultados promissores, ainda existe a necessidade de sensores mais confiáveis, que possam ser usados em campo durante longos períodos de tempo sem a necessidade de calibração frequente. A simplicidade do método escolhido tem um custo: a perda de potência em uma fibra óptica está relacionada a inúmeros fatores, além do ângulo de flexão. Para obter maior precisão, existe o desafio de eliminar todas as outras fontes de perda de potência de modo a isolar a variável a ser medida. Portanto, estudos subsequentes são necessários para o desenvolvimento de novas técnicas para medida de flexão de articulações.

1.2 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho consiste no desenvolvimento de um sistema embarcado para monitorar continuamente o ângulo entre dois eixos de uma articulação simulada, por meio de uma POF, que fará o papel de transdutor. Esse sistema deve ser composto, portanto, por quatro dispositivos principais: fonte óptica, transdutor, detector óptico e processador digital de sinais.

Pretende-se ainda avaliar o efeito do polimento lateral da POF na potência luminosa transmitida. Sabe-se que a exposição do núcleo aumenta a perda de potência para o meio externo, portanto, espera-se conseguir maior sensibilidade à macrocurvatura removendo a casca da fibra ao redor do ponto em que a mesma será flexionada. Para isso, se faz necessário o desenvolvimento de um método capaz de garantir boa repetitividade e precisão no processo de polimento.

Este pode ser considerado um estudo piloto da técnica de medição de ângulo articular supracitada e pretende-se com o mesmo revelar falhas sutis na estruturação e na implementação do projeto. É esperado ainda se obter o refinamento das decisões metodológicas, no que toca os procedimentos de coleta, análise de dados e o processo de fabricação do sensor.

1.3 Princípios básicos de óptica

Ao interagir com a matéria, a luz pode ter suas propriedades modificadas ao ser transmitida, refletida ou espalhada. Com base na premissa de que as propriedades da matéria influenciam na forma como a luz vai se comportar após a interação, sensores ópticos vêm sendo desenvolvidos com o objetivo de quantificar diversas propriedades físicas, tais como, pressão, temperatura, distancia, vibração, deformação, rugosidade e até mesmo composição química de fluidos.

Dentre os sensores de fibra óptica poliméricas, os sensores baseados na modulação da intensidade são os mais comuns (KALYMNIOS, 2005). Neles, a potência óptica varia como resultado de uma perturbação externa a ser avaliada, como por exemplo pressão, temperatura, e ângulo de flexão. O princípio de funcionamento desse sensor a ser desenvolvido se baseia na relação entre a atenuação sofrida pelo sinal transmitido e o ângulo de curvatura imposto. O

diâmetro do núcleo de uma POF é muito maior que o comprimento de onda da luz visível, portanto, é possível modelar esse sistema com base nos princípios da óptica geométrica.

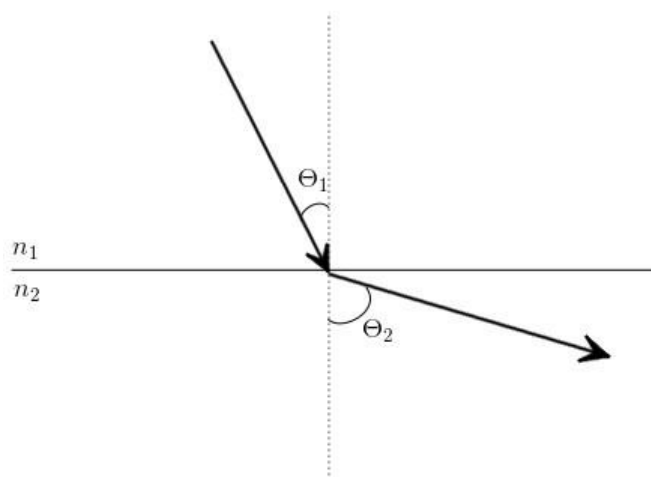
1.3.1 Óptica geométrica

Postulados da Óptica Geométrica (SALEH; TEICH, 1993):

- A luz se propaga em linha reta, na forma de raio. Os raios representam a direção de propagação das frentes de onda.
- Todo meio possui um índice de refração, $n \geq 1$, em que $n = c_0/c$. Onde c_0 é a velocidade da luz no vácuo e c é a velocidade da luz no meio.

Na Figura 1, θ_1 e θ_2 são respectivamente os ângulos de incidência e refração, n_1 e n_2 são os índices de refração do meio 1 e do meio 2.

Figura 1 – Refração de um raio de luz que se propaga em dois meios distintos



Fonte: Próprio Autor.

De acordo com a lei de Snell, temos que:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (1)$$

Portanto:

$$\sin \theta_2 = \frac{n_1}{n_2} \sin \theta_1 \quad (2)$$

Enquanto $n_1 < n_2$, o lado direito da Equação (2) será menor que 1. Por outro lado, se $n_1 > n_2$, o lado direito da equação (2) poderá resultar em valores maiores que 1, e neste caso não se aplica a lei de Snell. Supondo a situação limite, em que $\sin \theta_2 = 1$, temos que:

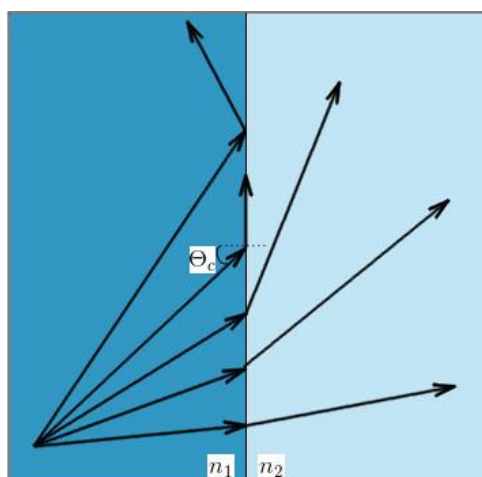
$$\sin \theta_1 = \frac{n_2}{n_1} \quad (3)$$

Portanto:

$$\theta_c = \theta_1 = \sin^{-1} \frac{n_2}{n_1} \quad (4)$$

Em que θ_c é o ângulo crítico. Para ângulos de incidência maiores que o ângulo crítico, toda a potência incidente é refletida. A Figura 2 ilustra esse fenômeno, conhecido como reflexão interna total.

Figura 2 – Ilustração da reflexão interna total



Fonte: Próprio Autor.

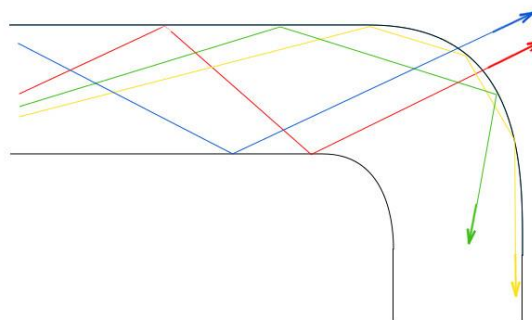
É comum designar os ângulos de incidência e de reflexão pela lei da reflexão como na Equação 5, onde θ_i é o ângulo de incidência e θ_r é o ângulo de reflexão.

$$\theta_i = \theta_r \quad (5)$$

Fibras ópticas se baseiam no princípio da reflexão interna total para guiar a luz ao longo da fibra e permitir a propagação de um ponto a outro. A Figura 3 ilustra uma fibra óptica flexionada ou submetida a uma curvatura. Tal perturbação reduz o ângulo de incidência de parte da luz incidente que por ficar abaixo do valor do ângulo crítico, é refratada para fora do núcleo, ocasionando perda de potência detectada pelo receptor. Para aplicações de comunicações

ópticas, esse efeito seria considerado indesejável, porém, esse será o princípio de funcionamento do sensor de ângulo a ser desenvolvido nesse trabalho.

Figura 3 – Raios de luz se propagando em uma fibra flexionada



Fonte: Próprio Autor.

1.4 Organização do texto

Este trabalho encontra-se organizado em seis capítulos:

1. Neste primeiro capítulo é apresentado o enquadramento do estudo, bem como as razões que levaram à realização do mesmo. Os princípios físicos que regem o funcionamento do sensor também são introduzidos.
2. No segundo capítulo, é realizado um levantamento das principais tecnologias desenvolvidas para monitoramento de ângulos articulares. Essas tecnologias são descritas e suas vantagens e desvantagens são avaliadas.
3. O terceiro capítulo discorre sobre os sensores baseados em fibra óptica e suas principais vantagens em relação aos sensores convencionais. Também são feitas considerações a respeito das diversas possibilidades que a fibra óptica acrescenta à área de sensoriamento.
4. No quarto capítulo são apresentados os métodos utilizados na confecção do sensor e nos ensaios realizados, para coleta e análise de dados.
5. Os resultados estão dispostos no quinto capítulo, onde também é feita a análise dos dados obtidos.
6. Finalmente, no sexto capítulo são apresentadas as conclusões deste trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

2 MEDIÇÃO DE ÂNGULOS ARTICULARES

2.1 Considerações gerais

O termo goniometria é derivado do grego, e significa medição de ângulo (*gônia*, ângulo, e *metron*, medida). O termo é geralmente aplicado no contexto de medição de deslocamento angular nas articulações do corpo humano, apesar de não estar limitado para este caso específico. Determinar ângulo de articulação é importante para as áreas de engenharia biomédica e de reabilitação, assim como de fisioterapia e ergonomia (NORKIN; WHITE, 2009).

A medida é feita por meio de um instrumento chamado goniômetro, para se determinar a extensão total do movimento articular. Esse dado é essencial para identificação de padrões anormais e caracterização de deficiências, tanto na própria articulação quanto nos tecidos adjacentes; podendo ainda ser usado para avaliar o progresso de reabilitação de pacientes, em pesquisa e análise de técnicas terapêuticas e na fabricação de órteses e equipamentos para pacientes com deficiências (NORKIN; WHITE, 2009).

A biomecânica do corpo humano tem sido objeto de estudo desde a pré-renaissance, por Leonardo da Vinci, e tem sido revisada extensivamente até a atualidade. Apesar disso, o conhecimento a respeito da locomoção humana ainda é incompleto, e até mesmo o movimento de caminhada é considerado um processo biomecânico complexo (CHAO et al., 1983). Portanto, para que se possa monitorar atividades dinâmicas são necessárias técnicas e ferramentas capazes de medir ângulos de articulações em tempo real.

A habilidade de descrever características do movimento articular quantitativamente também auxilia no estudo e tratamento de distúrbios musculoesqueléticos, podendo impactar significativamente na qualidade de vida de indivíduos com deficiências (KIM et al., 2009); como pacientes que sofrem de hemiplegia (metade do corpo paralisado) ou hemiparesia (metade do corpo semiparalisado), que podem sentir limitações na velocidade e amplitude de movimentos. Além de aplicações clínicas, instrumentos com essa finalidade possuem papel fundamental no treinamento de atletas profissionais, e no desenvolvimento de equipamentos mais ergonômicos para execução de movimentos e interação humano-computador (HAWKINS, 2000; LEE; KWON, 2001).

Desde a década de 50, diversas técnicas foram descritas para o monitoramento do movimento articular. A maior parte dos estudos envolvem o acoplamento de sensores e dispositivos eletromecânicos em determinados pontos anatômicos estratégicos, ou técnicas fotogramétricas que consistem no uso de câmeras fotográficas para mensurar as variáveis desejadas. Métodos mais invasivos envolvendo a fixação de pinos nos ossos, ou a exposição à radiação também foram propostos (MÜNDERMANN; CORAZZA; ANDRIACCHI, 2006). A seguir, as tecnologias de instrumentação estudadas serão classificadas em 4 categorias: sistemas óptico-eletrônicos, sistemas acústicos, eletrogoniômetros e têxteis inteligentes.

2.2 Sistemas óptico-eletrônicos

São sistemas que usam uma ou mais câmeras de vídeo para monitorar marcadores posicionados em diversas partes do corpo do paciente. Esses marcadores podem ser infravermelho, LEDs ou fitas refletoras. O sistema monitora as coordenadas horizontal e vertical de cada marcador, e um software de computador processa essa informação para determinar o ângulo das articulações de interesse. Apesar de sistemas optoeletrônicos oferecerem boa precisão, os procedimentos de calibração e de análise de dados consomem tempo. Além disso, os experimentos ficam confinados a espaços restritos.

Com o advento do processo fotográfico direto, anunciado por Louis Daguerre de Paris em 1839, surgiu a possibilidade de se obter informações métricas sobre objetos físicos através de fotografias. Conhecida como fotogrametria, essa técnica foi utilizada à priori para realizar levantamentos topográficos.

Com base na técnica de visão binocular (estéreoescopia), pode-se definir o termo estéreo-fotogrametria. Estéreo-fotogrametria é uma técnica mais sofisticada da Fotogrametria, que consiste de pares de fotografias de um mesmo objeto tiradas em diferentes posições. A partir de duas imagens bidimensionais, é possível extrair informações de profundidade por meio de algoritmos simples, permitindo a reconstrução tridimensional do objeto.

Muybridge (1878) foi um dos primeiros cientistas a empregar a fotogrametria para quantificar padrões de movimento. Em seu estudo, ele utilizava câmeras fotográficas para realizar uma

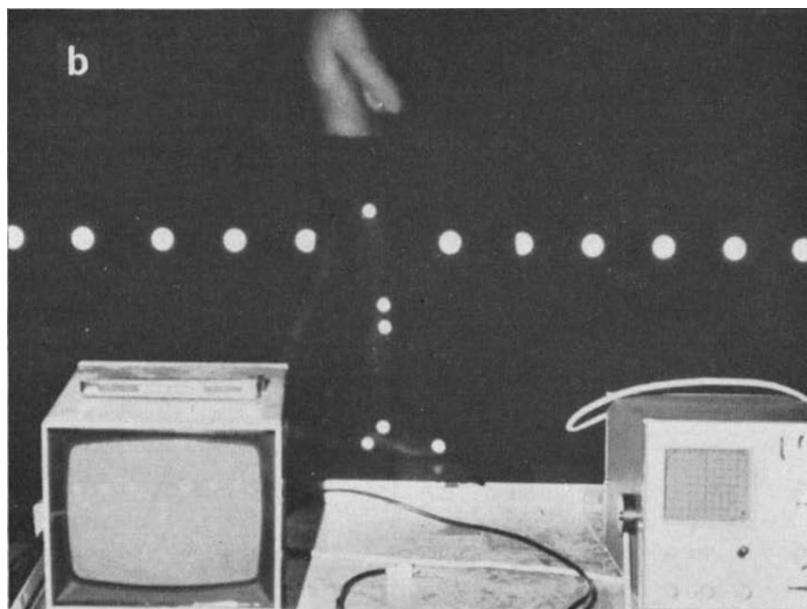
série de capturas durante a execução do movimento, para em seguida, extrair informações métricas das imagens (MÜNDERMANN; CORAZZA; ANDRIACCHI, 2006).

A partir da década de 70, a fotogrametria se projetou na era digital. Com o advento do computador, diversos problemas associados a fotogrametria foram amenizados, como o excessivo tempo demandado na análise dos dados e dificuldade de armazenamento. Isso permitiu que cientistas concentrassem seus esforços nas técnicas fotogramétricas para a análise de movimento humano (PINHEIRO, 2008).

2.2.1 Televisão-computador

Neste sistema, utiliza-se uma câmera de televisão para gravar sequência de imagens, e uma interface televisão-computador para converter as imagens analógicas para o formato digital. Um estudo realizado por Winter, Greenlaw e Hobson demonstra a utilização da técnica (WINTER; GREENLAW; HOBSON, 1972). Neste estudo, foram utilizados marcadores refletivos em certos pontos do corpo do paciente para facilitar a identificação desses pontos pelo programa de computador. Marcadores também foram posicionados no fundo para servir de referência, como indica a Figura 4.

Figura 4 – Experimento realizado por Winter et al.

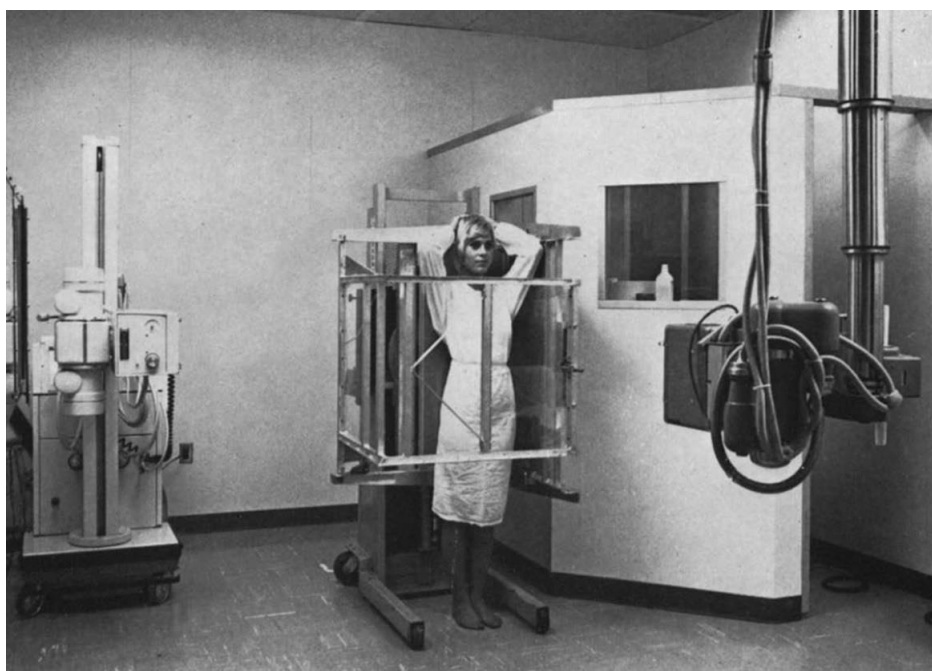


Fonte: Winter; Greenlaw; Hobson, 1972.

2.2.2 Radiografia

As primeiras tentativas para se determinar coordenadas de pontos no espaço através de técnicas radiográficas¹ foram realizadas poucos anos após a descoberta dos raios-X pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923) (SELVIK, 1989). Uma vantagem desse método é que ele permite uma reconstrução mais precisa dos ângulos esqueléticos, pois o movimento relativo entre a pele e os ossos impõe uma fonte de erro nas medições. Entretanto, esse método expõe os pacientes a radiação, e não é ideal para monitorar atividades dinâmicas. Estudos relatam o uso da técnica para análise de curvatura espinhal (BROWN et al., 1976) e posição de cotovelo (CHAO; MORREY, 1978). A Figura 5 demonstra a utilização da técnica por Brown et al. para medir curvatura espinhal.

Figura 5 – Experimento utilizando a técnica de Radiografia.



Fonte: Brown et al., 1976.

2.2.3 Fotogrametria assistida por computador

Avanços conquistados na área da informática levaram as técnicas fotogramétricas até o estado da arte, integrando algoritmos de visão computacional, inteligência artificial e processamento

¹ É comum encontrar na literatura o termo fotogrametria Roentgen, em homenagem ao físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen.

de imagens nos processos. Nestes sistemas, marcadores são previamente posicionados em pontos estratégicos do corpo, de acordo com um protocolo específico, e o movimento do paciente é capturado por meio de um conjunto de câmeras de alta resolução. É por meio dos marcadores que o será feita a análise do movimento, portanto, deve haver um contraste entre os marcadores e a cena, de modo que eles possam ser facilmente rastreados pelo computador. Por isso, os marcadores podem ser passivos ou ativos, sendo que marcadores ativos emitem luz própria, geralmente por meio de LED's, enquanto os marcadores passivos são feitos de material refletor de alta eficiência e baixa dispersão, eliminando a necessidade de fontes de alimentação. Em seguida, as imagens capturadas serão analisadas por um programa de computador que irá rastrear as coordenadas dos marcadores para em seguida reconstruir suas respectivas trajetórias no espaço tridimensional.

Esses sistemas, geralmente possuem dinamômetros e eletromiógrafos integrados, e costumam ter um custo elevado devido à complexidade tanto do hardware quanto do software. Além disso, sua portabilidade é limitada, pois o sistema necessita de um ambiente altamente controlado para a realização dos experimentos, ficando esses necessariamente confinados a ambientes laboratoriais. Suas vantagens incluem alta precisão e a liberdade oferecida ao paciente, já que os marcadores não oferecem resistência aos movimentos. A Figura 6 ilustra uma ferramenta moderna para captura e análise de movimento.

Figura 6 – Sistema Vicon realizando captura de movimento.



Fonte: Vicon Motion Systems Ltd.

2.3 Sistemas acústicos

Sistemas acústicos consistem no uso de transmissores e receptores de áudio funcionando geralmente em frequências ultra-sônicas. Para se observar o movimento articular, os transmissores podem ser posicionados nas articulações desejadas e os receptores fixados no local em que é feita a aquisição. Sendo conhecida a velocidade do som, é possível calcular a distância entre o transmissor e o receptor; em seguida, por triangulação, é possível computar as coordenadas do transmissor em um determinado instante de tempo.

Uma limitação desse sistema é que mais de um transmissor emitindo simultaneamente implicaria em uma maior complexidade na recepção. Portanto, os transmissores devem ser disparados sequencialmente de modo a evitar erros de leitura. Além disso, existem problemas de multipercurso devido às reflexões do som, que prejudicam a qualidade dos dados.

Como exemplo desse sistema pode-se citar o método estéreo-sônico que utilizava uma fonte sonora e 2 transdutores para obter as coordenadas de pontos específicos do corpo do paciente. As coordenadas eram computadas de acordo com o tempo necessário para o som se propagar da fonte até os transdutores, e em seguida, armazenadas em fita magnética. O equipamento utilizado era conhecido comercialmente como Graf-Pen (YOUM; YOON, 1979).

2.4 Eletrogoniômetros

Eletrogoniômetros são equipamentos considerados efetivos para quantificar posturas e movimentos. Esses dispositivos são fixados na pele do paciente e são capazes de converter ângulo de articulação em tensão elétrica. A tensão pode ser medida em tempo real, tornando os eletrogoniômetros ideais para monitorar atividades dinâmicas. Suas principais vantagens em relação aos métodos óptico-eletrônicos é que esses dispositivos não requerem esforço computacional elevado para realizar as medidas, além de não restringir os experimentos a ambientes laboratoriais.

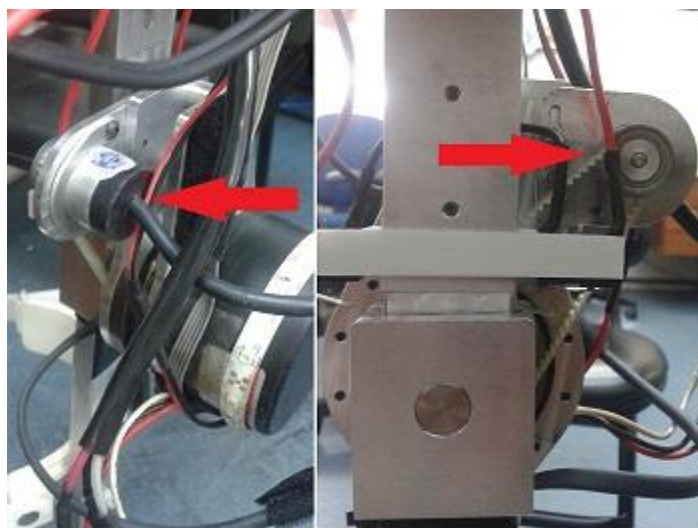
2.4.1 Potenciômetros

As primeiras técnicas baseadas em eletrogoniometria utilizaram potenciômetros que eram fixados no corpo do paciente por meio de aparatos mecânicos. Potenciômetros são dispositivos eletro-mecânicos que traduzem o movimento angular ou linear de suas partes móveis para

valores de resistência elétrica. Esse dispositivo pode ser acoplado ao ponto de rotação da articulação para detectar posição angular de forma contínua. Essa informação é acessada por dispositivos eletrônicos através da resistência elétrica do potenciômetro.

Esse tipo de eletrogoniômetro é geralmente volumoso e restringe o movimento do paciente. A precisão desse instrumento pode ser comprometida devido ao seu impedimento de seguir as mudanças no eixo de rotação da articulação. Entretanto, esses dispositivos ainda são encontrados comercialmente devido ao seu baixo custo e simplicidade. A Figura 7 mostra um potenciômetro acoplado na articulação de um exoesqueleto para monitorar o ângulo articular. Diversos exemplos de eletrogoniometria são encontrados na literatura envolvendo aplicações com potenciômetros (GROOD; SUNTAY, 1981; ISACSON; GRANSBERG; KNUTSSON, 1986).

Figura 7 – Potenciômetro acoplado na articulação de um exoesqueleto.



Fonte: Produção do próprio autor.

2.4.2 Eletrogoniômetros flexíveis

Esses são atualmente os eletrogoniômetros mais populares. Um eletrogoniômetro flexível é uma mola flexível com terminações plásticas, como mostra a Figura 8. Seu mecanismo se encontra no interior da mola e é composto por células do tipo "strain gauge" capazes de medir tensão (mecânica). Essas células detectam a deformação da mola e sua resistência elétrica é modificada proporcionalmente a mudança no ângulo entre as terminações plásticas.

Eletrogoniômetros flexíveis são leves, portáteis, facilmente instalados, não restringem movimentos ou interferem nas atividades do paciente e se adaptam bem a diferentes corpos.

Shiratsu e Coury consideram o eletrogoniômetro flexível um equipamento confiável e preciso, mas também sugeriram algumas melhorias construtivas (COURY et al., 2001). Entretanto, há relatos de deslizamento do dispositivo com o uso, principalmente durante os ensaios em que o paciente deve sentar e levantar, o que indica a necessidade de calibração constante. Além disso, nota-se outras limitações, como fragilidade e alto consumo de corrente (WILLIAMSON; ANDREWS, 2001) e custo elevado (WANG et al., 2011).

Figura 8 – Eletrogoniômetro flexível da empresa Biometrics.



Fonte: Biometrics Ltd.

2.4.3 Sensores inerciais

Esses sistemas são mais recentes e foram possíveis graças ao avanço tecnológico na área de microeletrônica. Sensores Inerciais são sistemas micro eletromecânicos (MEMS) capazes de monitorar os efeitos da ação de forças exercidas sobre uma determinada massa, que modifiquem o estado inercial da mesma. Esses efeitos são convertidos em sinais elétricos que podem ser facilmente interpretados por sistemas eletrônicos. Existem dois tipos de sensores inerciais baseados na tecnologia MEMS: Acelerômetros e Giroscópios.

Acelerômetros são dispositivos capazes de medir a variação da velocidade linear de um objeto na direção de um eixo de referência, enquanto giroscópios são capazes de aferir a velocidade angular em torno de um eixo referencial. A combinação de vários acelerômetros e giroscópios

consistem em sistemas inerciais completos, capazes de determinar com precisão o posicionamento e o estado inercial de objetos sobre quaisquer eixos de interesse.

Na literatura, existem estudos que combinam giroscópios e acelerômetros para realizar medição de ângulo de articulações (DEJNABADI; JOLLES; AMINIAN, 2005; WILLIAMSON; ANDREWS, 2001). Problemas relacionados ao uso desses instrumentos incluem sensibilidade a interferências eletromagnéticas e constante necessidade de calibração.

2.5 Têxteis Inteligentes

Com a miniaturização de dispositivos eletrônicos (microcontroladores, microsensores, transceptores), surge uma possibilidade que promete resolver o problema da necessidade do uso de equipamentos obstructivos relacionado com as técnicas eletrogoniométricas previamente estudadas. Ou seja, torna-se possível a integração de diversos sensores em tecidos, dando funcionalidades inteligentes às vestimentas. Têxteis inteligentes têm o potencial para permitir o monitoramento de funções vitais e de características antropométricas de pacientes à distância, por longos períodos de tempo (De Rossi; LYMBERIS, 2005).

Os tecidos são uma extensão do corpo humano, já que em grande parte do tempo nossa pele fica em contato com esses materiais, fazendo desses sistemas vantajosos do ponto de vista ergonômico. Além disso, costumam ter baixo custo e eventualmente serão descartáveis (De Rossi; LYMBERIS, 2005).

As formas mais comuns de se medir ângulo em vestimentas inteligentes são por meio de finas membranas flexíveis de materiais piezoresistivos, piezoelétricos, polímeros eletroativos (também conhecidos como músculos artificiais) ou fibras ópticas. Esses sensores devem satisfazer alguns requerimentos, como: (1) devem ser flexíveis, (2) devem ser laváveis, (3) pouco intrusivos, (4) pouca área de superfície e (5) devem ter textura de tecido (DUNNE et al., 2007).

3 SENSORES BASEADOS EM FIBRA ÓPTICA

3.1 Considerações gerais

Durante as últimas duas décadas houve diversos avanços tecnológicos nas indústrias de equipamentos optoeletrônicos e de telecomunicações, permitindo o acesso a novos dispositivos mais eficientes e com custos cada vez menores. Isso, além das vantagens inerentes das fibras ópticas, alavancou estudos na área de sensoriamento baseado em fibra óptica, já que esses produtos também são utilizados nessas aplicações (YIN; RUFFIN, 2002).

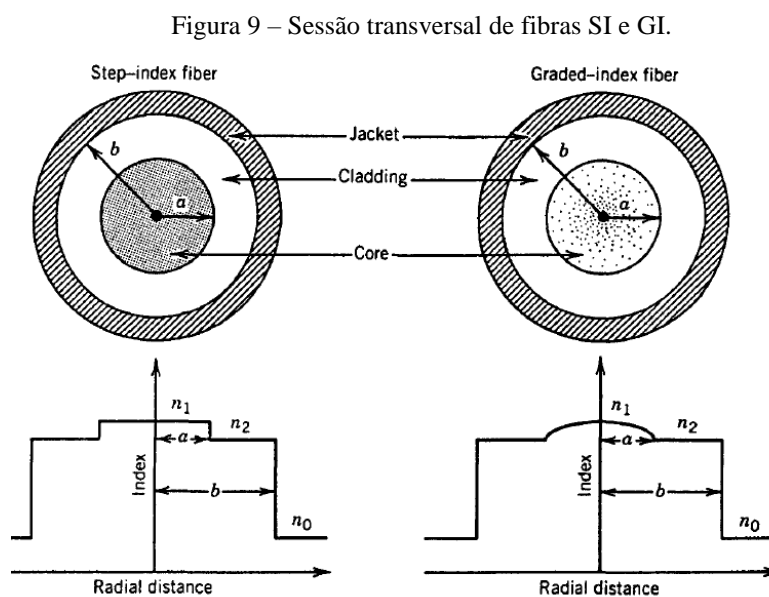
Os sensores baseados em fibra óptica possuem o potencial para substituir sensores tradicionais na medição de quaisquer propriedades físicas ou químicas. Conforme os componentes ficam mais eficientes com custos menores, esses sensores ficam cada vez mais competitivos em relação às alternativas existentes. Apesar desses sensores ainda terem uma participação marginal no mercado, a comunidade acadêmica está otimista quanto ao futuro desta tecnologia. Acredita-se que essa tecnologia terá uma participação mais proeminente na área de instrumentação nos próximos anos. As principais vantagens dos sensores baseados em fibra óptica incluem:

1. Pouco intrusivo (pouca massa e volume)
2. Normalmente apresentam baixo custo
3. Imunidade a interferências eletromagnéticas
4. Flexibilidade de projeto
5. Resistência à temperatura
6. Baixa potência (risco de incêndio mínimo)
7. Alta sensibilidade
8. Largura de banda

Existem no mercado diversos tipos de fibra óptica. Estas podem ser classificadas segundo vários critérios tais como: distribuição do índice de refração do núcleo, número de modos de propagação, materiais constituintes, quantidade de núcleos, entre outros. Neste capítulo, serão feitas algumas considerações a respeito dos tipos mais comuns de fibra óptica e de sua aplicabilidade no desenvolvimento de sensores.

3.2 Aspectos construtivos da fibra óptica

A seção transversal da fibra óptica é circular e é geralmente dividida em três camadas concêntricas: núcleo, casca e revestimento. A maior parte da potência óptica se propaga pelo núcleo, com base no fenômeno da reflexão interna total, que é possibilitado pela diferença entre o índice de refração entre a casca e o núcleo. Quando essa variação de índice de refração na interface núcleo-casca é abrupta, classifica-se a fibra como fibra de índice degrau (SI, do inglês *Step-Index*). Por outro lado, quando o índice de refração decresce gradualmente, do núcleo para a casca, denomina-se fibra de índice gradual (GI, do inglês *Graded-Index*) (AGRAWAL, 2003). A Figura 9 mostra a seção transversal e a distribuição radial do índice de refração para esses dois tipos de fibra. Apesar de essas serem as características mais comuns, outras formas de seção transversal, distribuição de índice de refração e quantidade de núcleos podem ser encontradas na literatura e no mercado (KEISER, 2003).



Fonte: Agrawal, 2003.

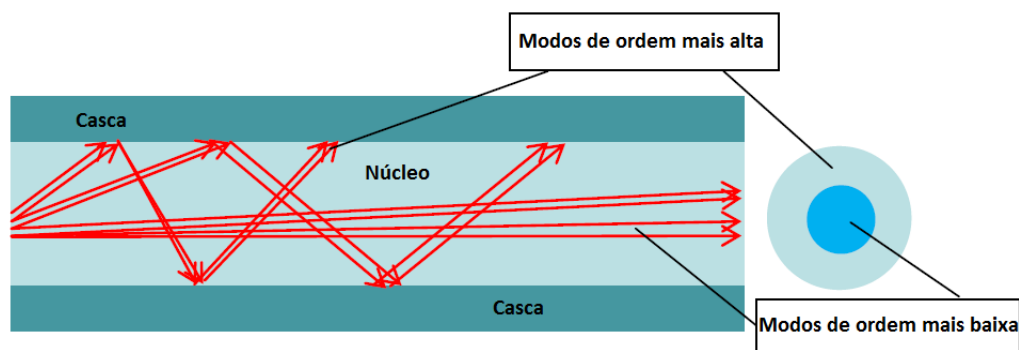
Quanto ao material utilizado na fabricação do núcleo, podemos classificar as fibras, de forma genérica, em dois grupos: POF e GOF. A maioria das fibras ópticas consistem de sílica ou silicato, portanto, pertencem ao segundo grupo (GOF). Fibras poliméricas (POF) são menos comuns devido ao seu alto coeficiente de atenuação (ver Quadros 1 e 2), prejudicial para comunicação de longas distâncias, como conexões transoceânicas. Portanto, são utilizadas principalmente em sistemas de comunicação de curta distância, como redes locais ou no interior de automóveis e aeronaves, ou em ambientes nocivos que requerem uma maior resistência

mecânica por parte da fibra. Outras combinações de material constituinte do núcleo e da casca, e de elementos dopantes também são possíveis (KEISER, 2003).

3.3 O conceito de modo

Existem duas formas de se descrever os modos de propagação. A primeira faz uso da teoria ondulatória (eletromagnética), que considera a luz como sendo uma onda eletromagnética. Neste caso, os modos de propagação são perfis de distribuição de energia em uma seção transversal da fibra, e são calculados através das Equações de Maxwell, dadas as condições de contorno da guia de onda (SALEH; TEICH, 1993). A segunda forma, a teoria dos raios, modela a luz como um raio óptico. Cada raio pode ser descrito como uma onda plana de longitude zero, e um modo é o agrupamento de raios ópticos que se propagam por caminhos semelhantes, como mostra a Figura 10 (SALEH; TEICH, 1993). Como dito anteriormente, a representação da luz por meio de raios ópticos é uma aproximação válida quando o raio do núcleo é muito maior que o comprimento de onda da luz. Quando esses parâmetros são de mesma ordem de grandeza, deve se utilizar teoria ondulatória para modelar a propagação do feixe de luz.

Figura 10 – Modos de propagação em uma fibra multimodo.



Fonte: De; De, 2013.

As fibras ópticas podem ser classificadas quanto ao número de modos de propagação em dois grupos: monomodo (SM, do inglês *Single-Mode*) e multimodo (MM, do inglês *Multi-Mode*). Uma fibra é considerada SM para um dado comprimento de luz, se suas características construtivas permitirem a propagação de um único modo apenas. Para isso, pela teoria ondulatória, o diâmetro do núcleo da fibra deve ser suficientemente pequeno, geralmente estando na ordem de algumas dezenas de micrometros. Caso o núcleo da fibra permita mais de um modo de propagação, a fibra é dita MM (SALEH; TEICH, 1993).

Fibras SM são ideais para aplicações de comunicação, por evitarem o problema da dispersão modal (cada modo se propaga com velocidades distintas, alargando o pulso de luz), e por consequência, possuírem uma largura de banda maior. Fibras MM geralmente são preferíveis em aplicações de sensoriamento, pois o diâmetro maior de seu núcleo oferece facilidade de acoplamento e maior resistência mecânica.

3.4 Fibra óptica polimérica (POF)

Fibras ópticas poliméricas surgiram em paralelo com as fibras ópticas de sílica, e se desenvolveram como uma alternativa viável para comunicação em pequenas distâncias, devido ao seu alto coeficiente de atenuação. Atualmente, devido a sucessivas melhorias na sua atenuação (podendo ser tão baixa quanto 40 db/km) e largura de banda (podendo chegar a ordem de 2 GHz.Km), as POF superam os tradicionais cabos de cobre. As vantagens da POF sobre a GOF são atribuídas a dimensão superior de seu diâmetro (pode chegar a 1mm), portanto, na facilidade de manuseio, abertura numérica² elevada, o que facilita seu acoplamento, sua flexibilidade e facilidade de instalação e por último, baixos custos, graças aos conectores e equipamentos optoeletrônicos de baixa precisão que podem ser utilizados (ZUBIA; ARRUE, 2001). Além disso, POF são uma boa alternativa às GOF em ambientes nocivos, em que uma maior resistência mecânica é necessária (KEISER, 2003). Essas vantagens, aliadas ao fato de que pouca atenuação e largura de banda elevada não são consideradas parâmetros indispensáveis para a maioria das aplicações de sensoriamento, faz da POF uma excelente opção para o desenvolvimento de sensores.

O material mais comum utilizado na fabricação de fibras plásticas é o polimetilmetacrilato (PMMA), entretanto, outros materiais também podem ser empregados, como policarbonato (PC) e perfluorado (PF); já o revestimento da fibra é geralmente constituído de polietileno. Tipicamente, o comprimento de onda da luz que se propaga na fibra é de 650 nm, para PMMA POF e 850-1310 nm para PF POF (ZUBIA; ARRUE, 2001).

Fibras ópticas poliméricas (POF) são padronizadas pela comissão eletrotécnica internacional (IEC), e entram na categoria A4 de fibras. Essa categoria inclui 4 famílias (A4a-A4d) de SI-

² Número adimensional que caracteriza o maior ângulo de incidência de um raio óptico incidindo sobre uma das terminações de uma fibra óptica, tal que seja possível sua propagação por meio de consecutivas reflexões internas.

POF e 4 famílias (A4e-A4h) de GI-POF. Esse padrão também dispõe de requerimentos dimensionais e propriedades mecânicas e de transmissão mínimas, como mostram os Quadros 1 e 2.

Quadro 1 – Famílias de SI-POF

Da categoria	A4a.1	A4a.2	A4b	A4c	A4d
Diâmetro do núcleo (μm)	Diâmetro da casca – 25 ± 10				
Diâmetro da casca (μm)	1000 ± 60		490 ± 10	500 ± 30	1000 ± 60
Abertura Numérica	$0,5 \pm 0,15$	$0,5 \pm 0,03$	$0,5 \pm 0,15$		$0,3 \pm 0,05$
Atenuação (dB/100 m)					
@650 nm	≤ 40	≤ 18	≤ 40		
@850 nm	-	-	-		
@1300 nm	-	-	-		
Largura de Banda (MHz.100m)					
@650 nm	≥ 10				≥ 100
@850 nm	-				-
@1300 nm	-				-

Fonte: IEC 60793-2-40:2006 alterado em 2009.

Quadro 2 – Famílias de GI-POF

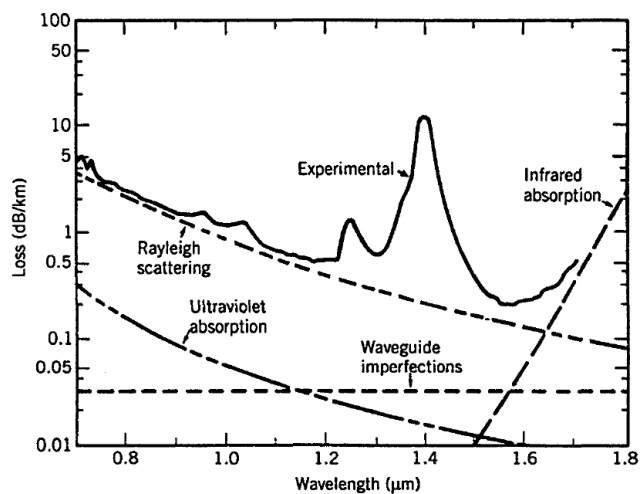
Da categoria	A4e	A4f	A4g	A4h
Diâmetro do núcleo (μm)	Diâmetro da casca – 25 ± 10	200 ± 10	200 ± 10	$62,5 \pm 5$
Diâmetro da casca (μm)	750 ± 45	490 ± 10	490 ± 10	245 ± 5
Abertura Numérica	$0,25 \pm 0,07$	$0,19 \pm 0,015$		
Atenuação (dB/100 m)				
@650 nm	≤ 18	≤ 10	≤ 10	-
@850 nm	-	≤ 4	$\leq 3,3$	$\leq 3,3$
@1300 nm	-	≤ 4	$\leq 3,3$	$\leq 3,3$
Largura de Banda (MHz.100m)				
@650 nm	≥ 200	≥ 800	≥ 800	-
@850 nm	-	≥ 1500	≥ 1880	≥ 1880
@1300 nm	-	≥ 1500	≥ 1880	≥ 1880

Fonte: IEC 60793-2-40:2006 alterado em 2009.

3.5 Sensores baseados em fibra óptica

A luz pode ser atenuada ao se propagar em fibras principalmente por efeitos de absorção da luz pelo material, espalhamento de Rayleigh e propagação da luz pela casca da fibra, como mostra a Figura 11. Apesar de esses fatores limitarem o desempenho de enlaces de comunicação óptica, muitos sensores de fibra óptica são projetados tendo esses mesmos fatores como princípio de funcionamento. Além desses mecanismos intrínsecos, é possível modificar as características de atenuação da fibra por meio de perturbações externas que podem ocorrer na fabricação, como deformações mecânicas, impurezas e imperfeições estruturais.

Figura 11 – Espectro das perdas em uma fibra MM



Fonte: Agrawal, 2003.

Ao se induzir curvaturas ao longo da fibra é possível aumentar significativamente as perdas de potência transmitida. Neste contexto, existem duas formas de se classificar curvaturas: micro e macrocurvaturas. Perdas por macrocurvatura são perdas associadas ao dobramento da fibra, por ângulos maiores do que o recomendado pelo fabricante; são usualmente produzidos durante o processo de instalação da fibra óptica. Já as microcurvaturas são curvaturas da ordem de grandeza do diâmetro da fibra, distribuídas de forma aleatória ao longo da mesma, podendo ser invisíveis ao olho nu. Geralmente são causadas por defeitos de fabricação ou quando pressionadas contra superfícies rugosas.

Sensores de fibra óptica podem ser classificados quanto ao modo de operação como extrínsecos e intrínsecos. No primeiro, a fibra funciona somente como um guia de onda, e transmite a luz da fonte óptica para um transdutor e para um receptor, que normalmente trata-se de um sistema opto eletrônico capaz de interpretar as informações impressas pelo transdutor. O transdutor possui mecanismos para modular as propriedades do feixe luminoso de acordo com o efeito que se deseja monitorar no meio externo. É possível modular quaisquer propriedades da luz, tais como intensidade, polarização, fase, largura de banda, ou qualquer outra propriedade que o transdutor seja projetado para modificar.

Já nos sensores intrínsecos, a fibra não só funciona como guia de onda, mas também como transdutor, se utiliza propriedades da própria fibra para converter uma determinada perturbação externa em modulação das propriedades do feixe de luz. Sensores de fibra óptica podem

também ser classificados quanto ao modo de aquisição do sinal. Se o emissor e o receptor estiverem em extremidade opostas da fibra óptica a configuração será em transmissão, por outro lado, se estiverem na mesma extremidade, será em reflexão. Embora não exista uma classificação formal quanto a variável a ser modulada, devido as infinitas possibilidades, existem três grupos principais de sensores de fibra óptica: sensores baseados em Intensidade, Espectro e Interferômetros.

3.5.1 Sensores baseados em espectro

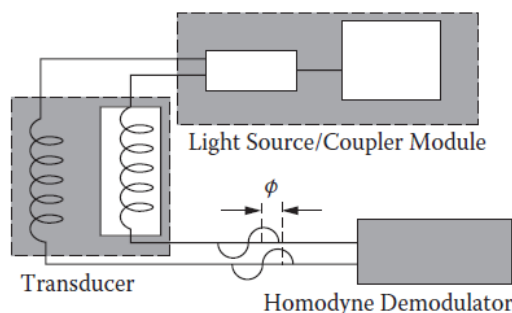
Nesse caso, o levantamento de dados físico-químicos é feito através da resposta como uma função do comprimento de onda ou da frequência após a interação da energia radiante com uma amostra. Exemplos desse tipo de sensor de fibra óptica incluem aqueles baseados em radiação de corpo escuro, absorção (CHRISTENSEN, 1979), fluorescência (SCHWAB; LEVY, 1990), etalons (LEE; TAYLOR, 1990) e grades de difração (BRADY et al., 1994; BALL; MELTZ; MOREY, 1993; DUNPHY et al., 1990; KERSEY et al., 1997).

3.5.2 Sensores baseados em interferômetros

Interferometria é uma técnica na qual ondas eletromagnéticas são sobrepostas para se extrair informações sobre as mesmas, tendo como base os princípios de interferências construtivas e destrutivas. Os interferômetros mais conhecidos são os interferômetros de Fabry–Perot, de Mach–Zehnder e de Michelson. A depender da implementação, esses sensores podem entrar na categoria de sensores baseados em espectro ou de sensores baseados em intensidade.

Os elementos que consistem no interferômetro de Mach-Zehnder são: uma fonte óptica com acoplador, um transdutor e um demodulador homódino, como mostra a Figura 12. A fonte óptica geralmente consiste de um laser de alta coerência, que é acoplado a um acoplador óptico para dividir o feixe de luz em dois. O transdutor consiste de duas fibras ópticas especialmente fabricadas com objetivo de se obter uma maior sensibilidade à alguma perturbação específica, e é configurado para isolar uma das fibras dessa perturbação. Deste modo, haverá uma diferença entre os caminhos percorridos pelos dois feixes de luz, resultando em uma interferência quando os feixes são sobrepostos. Finalmente, o detector homódino consegue detectar essa diferença entre os caminhos e obter uma medida precisa da perturbação (YIN; RUFFIN, 2002).

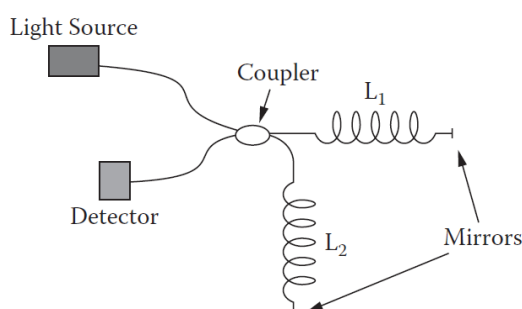
Figura 12 – Principais elementos que consistem no interferômetro de Mach-Zehnder.



Fonte: Yin; Ruffin, 2002.

O interferômetro de Michelson é similar ao interferômetro de Mach-Zehnder. A diferença é que o interferômetro de Michelson está configurado em reflexão. Ou seja, espelhos são instalados nas saídas das fibras transdutoras e o sinal refletido é detectado pelo demodulador, como mostra a Figura 13. Excesso de potência refletida retornando a fonte óptica pode degradar o desempenho desses sistemas (YIN; RUFFIN, 2002).

Figura 13 – Interferômetro de Michelson com fibra óptica.



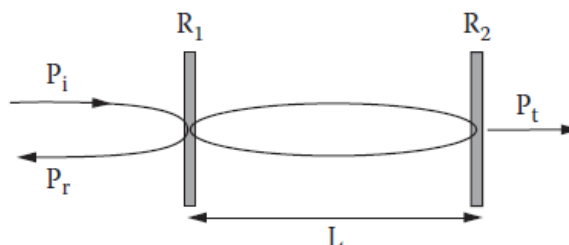
Fonte: Yin; Ruffin, 2002.

O interferômetro de Fabry-Perot é estruturado de forma semelhante a um etalon³, e é frequentemente denominado etalon de Fabry-Perot. Esse interferômetro consiste de dois espelhos com determinados coeficientes de reflexão e separados por uma determinada distância, formando uma cavidade, como ilustra a Figura 14. Sensores de fibra óptica baseados em interferômetro de Fabry-Perot são extremamente sensíveis a perturbações que afetam a distância entre dois espelhos, e essa distância pode ser muito pequena, possibilitando a miniaturização dos transdutores. Outra vantagem desse interferômetro é que esse sistema não

³ Um tipo de interferômetro no qual a luz é repetidamente refratada e refletida entre duas superfícies, causando auto interferência da luz.

requer acopladores ópticos, facilitando a montagem do sensor e a interpretação dos dados (YIN; RUFFIN, 2002).

Figura 14 – Interferômetro de Fabry-Perot.



Fonte: Yin; Ruffin, 2002.

3.5.3 Sensores baseados em intensidade

Sensores baseados em intensidade são aqueles nos quais a potência luminosa é modulada em função de perturbações externas (pressão, temperatura, ângulo de curvatura), por meio de mecanismos intrínsecos (micro e macrocurvaturas) ou extrínsecos (filtros polarizadores, desalinhamento linear e angular, afastamento longitudinal). Esses sensores são os mais comuns devido à sua simplicidade. Exemplos de sensores baseados em intensidade que fazem uso das macrocurvaturas e do desalinhamento angular para monitorar movimento articular serão investigados a seguir.

3.5.3.1 Sensores de curvatura baseados em fibra óptica

Um dos primeiros estudos envolvendo o uso de fibra óptica para medir ângulo de articulações foi realizado por Patil e Prohaska (1988). O estudo consistia de duas fibras multimodo com núcleo de sílica com suas faces em contato no interior de um tubo silástico⁴. A modulação da intensidade luminosa ocorreu devido às perdas causadas pelo desalinhamento angular entre as duas fibras. O estudo foi importante pois demonstrou a viabilidade desses sensores, entretanto, problemas com histerese foram reportados (PATIL; PROHASKA, 1988).

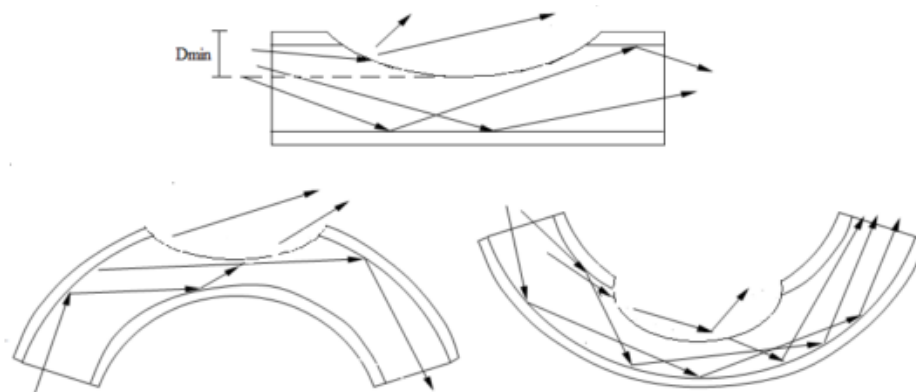
⁴ Substâncias poliméricas de silicone que têm as propriedades da borracha, mas que são biologicamente inertes; utilizadas em próteses cirúrgicas.

Mais tarde, um estudo descreve o uso de fibra óptica como transdutor em uma vestimenta inteligente para detectar macrocurvaturas associadas ao movimento articular de membros superiores. Seu princípio de funcionamento se baseava na variação na transmissão de um sinal óptico senoidal cuja amplitude era modulada em função do ângulo. Entretanto, o sensor exibia pouca sensibilidade para ângulos abaixo de 25° (MUNOZ et al., 1995).

Outros estudos detectaram o mesmo problema e usaram uma nova abordagem para melhorar a resposta do sensor. Com objetivo de construir um sensor baseado em fibra óptica capaz de medir força de arrasto em um túnel de vento, Chandy et al. acoplou uma POF multimodo a uma viga de borracha e introduziu entalhes ao longo da fibra para aumentar a sensibilidade a macrocurvatura. Os pesquisadores concluíram que a profundidade dos cortes também é um importante fator para determinar a sensibilidade do dispositivo, e essa profundidade é limitada pela perda de potência e pela perda de resistência mecânica que o sistema é capaz de tolerar (PHILIP-CHANDY; SCULLY; MORGAN, 2000).

Como uma alternativa aos joysticks no controle de robôs de reabilitação para pessoas com deficiência, Lee et al. desenvolveu um sistema capaz de monitorar movimento articular baseado em fibra óptica. Nesse estudo, também instalou entalhes laterais na fibra óptica para aumentar sua sensibilidade, e observou que quando a fibra era dobrada para o lado danificado, a potência recebida aumentava, ao passo que, quando era dobrada para o lado oposto, a potência recebida diminuía. Isso permitiu a detecção de ângulo nos dois sentidos de curvatura, como mostra a Figura 15 (LEE; KWON, 2001).

Figura 15 – Entalhes na fibra.



Fonte: Bilro et al., 2008.

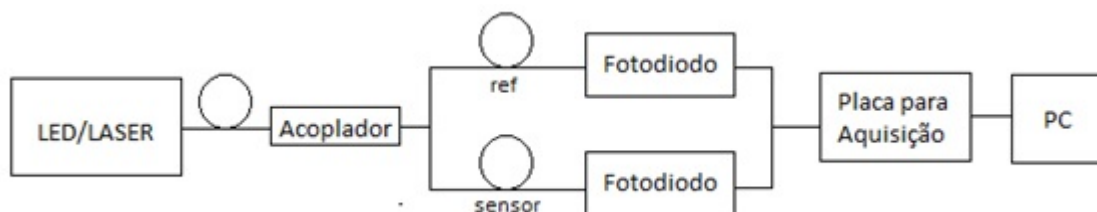
Estudos posteriores também fizeram uso da técnica para melhorar a sensibilidade dos sensores. Kuang et al. utilizou um estilete para remover parte da fibra (KUANG; CANTWELL; SCULLY, 2002), enquanto Bilro et al. utilizou uma máquina de polir para realizar o polimento lateral da fibra e obter maior replicabilidade (BILRO et al., 2008). Outras técnicas para efetuar os entalhes foram investigadas, como afilamento químico (MERCHANT; SCULLY; SCHMITT, 1999), gravura intermitente (etching) (SUGANO; MIYAKE, 1988), entretanto, a técnica do desgaste abrasivo se mostrou mais eficiente de acordo com a literatura (BILRO et al., 2008).

Os erros mais comuns encontrados na literatura para o caso particular de goniômetros baseados em fibra óptica são: histerese, flutuações de potência da fonte, e a existência de outras fontes de perda de potência além da macrocurvatura. Os estudos acima foram capazes de superar esses problemas e comprovaram a viabilidade desses sensores para diversas aplicações. Entretanto, existe a necessidade de se caracterizar a resposta desses sistemas, investigando a relação da intensidade detectada e os parâmetros intrínsecos e extrínsecos da fibra.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Considerações gerais

Figura 16 – Diagrama de blocos descrevendo a montagem realizada em laboratório.



Fonte: Produção do próprio autor.

Conforme ilustrado na Figura 16 foi utilizado um LED (IF-E97, *Industrial Fiber Optics, Inc*) ou um LASER (1,5mW) como fonte óptica (ambos com comprimento de onda de 660 nm), e Fotodiodo (IF-D91, *Industrial Fiber Optics, Inc*) na recepção. Todos esses componentes são de baixo custo e possuem encapsulamento específicos para otimizar o acoplamento com fibras plásticas com núcleo de 1mm de diâmetro. A POF utilizada neste trabalho foi a ESKA GH4001 produzida pela Mitsubishi Rayon Co., Ltd, e trata-se de uma fibra multimodo, com índice degrau, de 1mm de diâmetro. O Quadro 3 mostra outros parâmetros referentes a essa fibra.

Quadro 3 – Parâmetros da POF.

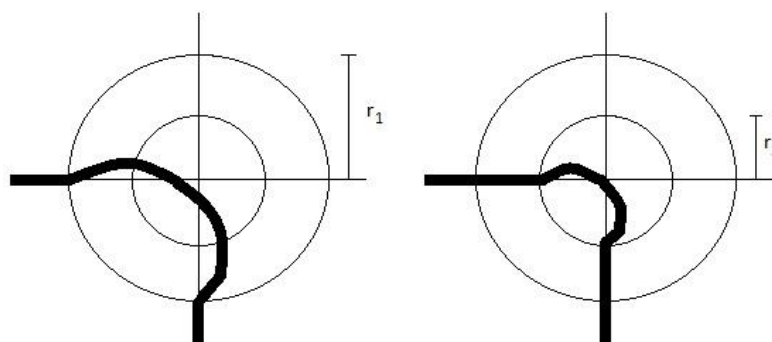
Parâmetros	Valores Típicos
Material do núcleo	PMMA
Material da casca	PF
Material do revestimento	Polietileno
Índice de refração do núcleo	1,49
Abertura numérica	0,5
Diâmetro do núcleo	0,98 mm
Diâmetro da casca	1 mm
Diâmetro do revestimento	2,2 mm
Perdas de transmissão @650 nm	170 dB/km

Fonte: Produção do próprio autor.

Para se evitar erros de flutuação de potência na fonte óptica, um acoplador ótico (IF-562, *Industrial Fiber Optics, Inc*) foi utilizado para dividir o sinal entre a fibra de referência e a fibra transdutora, que por sua vez foi acoplada a um goniômetro para caracterização do sensor. O sistema de aquisição de dados conta com um Arduino Micro com 10 bits de resolução na conversão analógico-digital (ADC), que também é responsável pela transmissão de dados para um PC, onde é realizado o processamento por meio do software Matlab.

O acoplamento da fibra ao goniômetro foi feito por meio de pequenos dutos silásticos com diâmetro interno sensivelmente maior que o diâmetro externo da fibra, de modo que a garantir um bom acoplamento, impedindo o movimento da fibra. Os dutos foram colados no goniômetro com cola-quente. Deste modo, facilita-se a substituição da fibra, agilizando a execução dos testes. Outros testes foram previamente realizados utilizando cola epóxi e cola quente diretamente na fibra, comprovando que o método de acoplamento não oferece influência considerável na resposta do sensor. Ao redor do ponto de flexão, a fibra não foi acoplada ao goniômetro, ficando livre para se acomodar conforme ilustra a Figura 17. O raio de curvatura é um parâmetro importante e sua influência na resposta do sensor também deve ser investigada. Para isso, ensaios foram realizados considerando dois raios de curvatura, $r_1 = 3\text{cm}$ e $r_2 = 6\text{cm}$, conforme indicado na Figura 17.

Figura 17 – Comportamento da fibra sujeita a um ângulo de flexão para diferentes raios de curvatura.

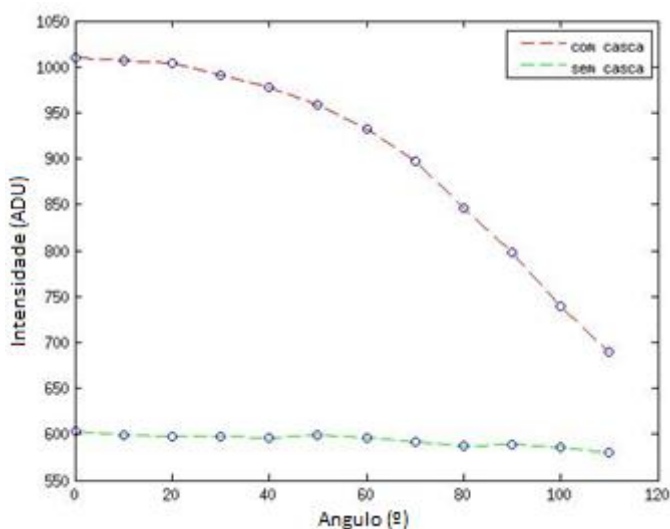


Fonte: Produção do próprio autor.

Os valores de intensidade luminosa foram coletados a uma taxa de 10 amostras por segundo, durante 10 segundos em cada ângulo, com 10 bits de resolução ADC. A fibra foi flexionada de 0° a 90° em seguida, foi estendida de 90° a 0° , com um intervalo de 10° entre as medições. O ganho do amplificador foi ajustado de modo que a intensidade máxima (fibra estendida) ficasse no limite para a saturação do ADC.

Em testes preliminares, pouca sensibilidade foi observada em ângulos menores que 45° , como indica a Figura 18. Para se obter uma maior sensibilidade à flexão, foram removidos segmentos da casca, de modo a expor o núcleo ao meio externo. Diversos perfis de exposição foram avaliados de modo a se obter a melhor resposta possível, com alta sensibilidade e pouca histerese.

Figura 18 – Resposta do sensor para fibra com e sem casca.

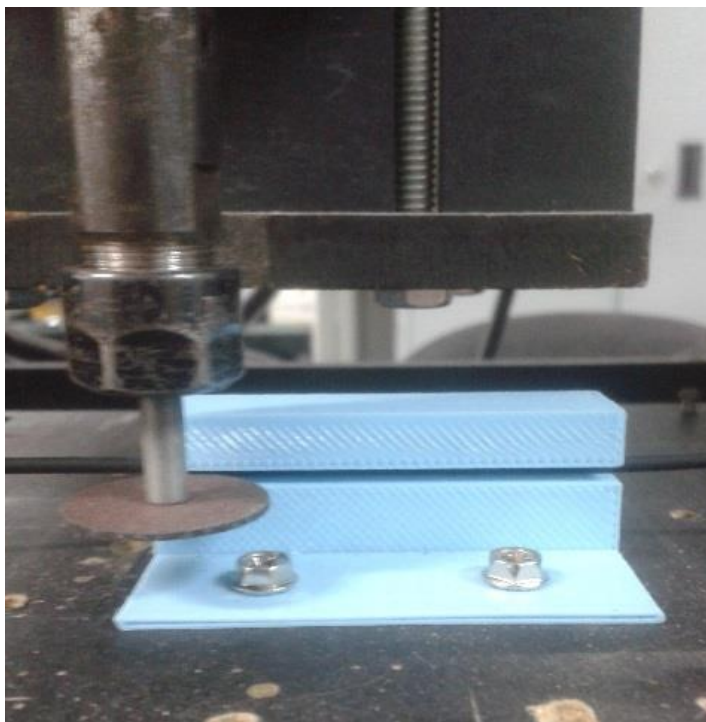


Fonte: Produção do próprio autor.

4.2 Fabricação das amostras

Alguns métodos para remoção da casca podem ser encontrados na literatura (KUANG; CANTWELL; SCULLY, 2002), mas de acordo com Bilro (BILRO et al., 2008) e Kuang (KUANG; CANTWELL; SCULLY, 2002), o método do desgaste abrasivo demonstrou maior replicabilidade. Na confecção das primeiras amostras foi utilizado um estilete para realizar o procedimento de forma manual, conforme sugerido por Kuang (KUANG; CANTWELL; SCULLY, 2002). Apesar de algumas amostras terem exibido respostas satisfatórias esse método se mostrou inadequado no quesito de replicabilidade, já que é impossível remover a casca e parte do núcleo de maneira uniforme ao longo do comprimento do corte, mantendo controle da profundidade de penetração da lâmina. Portanto, optou-se por utilizar uma máquina fresadora CNC com disco de corte de 1mm de espessura acoplado, para realizar os cortes laterais nas amostras. Para isso, uma peça foi desenvolvida por meio de uma impressora 3D de modo a auxiliar o procedimento, mantendo a fibra em uma posição fixa e completamente esticada. A máquina de fresa em questão foi programada em código G para realizar os cortes de forma automática e com precisão de 0,2mm. A Figura 19 ilustra o método descrito.

Figura 19 – Corte lateral da POF por meio de uma fresadora CNC.



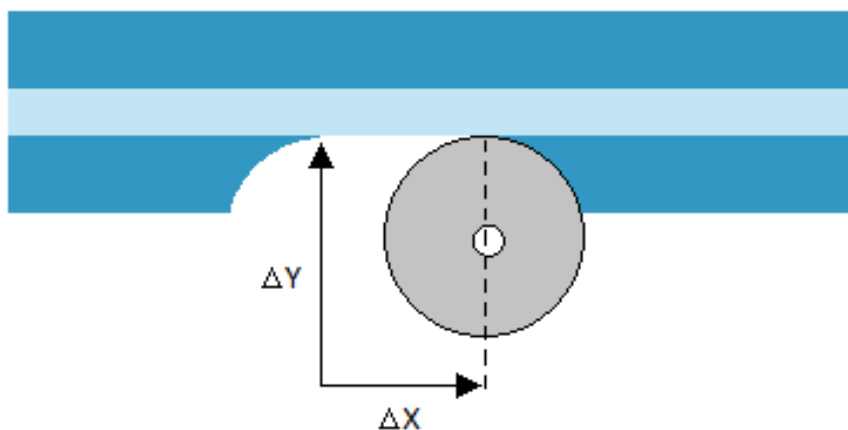
Fonte: Produção do próprio autor.

Primeiramente, a peça que suporta a fibra deve estar completamente alinhada com a direção horizontal do movimento do disco, para manter uma profundidade homogênea de corte ao longo da fibra. Em seguida, a origem do plano cartesiano visto pela máquina deve ser definida pela posição inicial do disco, de forma que os deslocamentos impostos em software sejam relativos a essa posição inicial. A escolha da posição inicial do disco deve ser feita tendo em vista a posição e profundidade desejada do corte. Para se manter o controle da profundidade do corte no núcleo, deve se conhecer a distância entre a origem e o núcleo, de modo que o deslocamento do disco na direção perpendicular à fibra, ΔY como mostra a Figura 20, deve ser programado como a soma entre ΔY e a profundidade desejada. Essa distância pode ser determinada programando os deslocamentos ΔY e ΔX no código G arbitrariamente e definindo a origem também arbitrariamente, até que o comprimento do núcleo exposto seja idêntico ao deslocamento transversal definido em software. Nesse caso, a distância entre a origem estabelecida e o núcleo da fibra será exatamente o deslocamento programado. Essa situação é ilustrada na Figura 20.

Tendo calibrado a posição do disco e do suporte da fibra, é possível confeccionar amostras com diferentes comprimentos e profundidades de corte, apenas alterando valores de deslocamento

no código G. Ao utilizar a máquina de fresa foi possível automatizar o processo de fabricação do sensor e melhorar a replicabilidade do mesmo, em relação ao método artesanal antecessor. Entretanto, a falta de precisão da máquina fresadora impõe uma limitação na replicabilidade do sensor.

Figura 20 – Vista lateral e corte transversal da fibra.



Fonte: Produção do próprio autor.

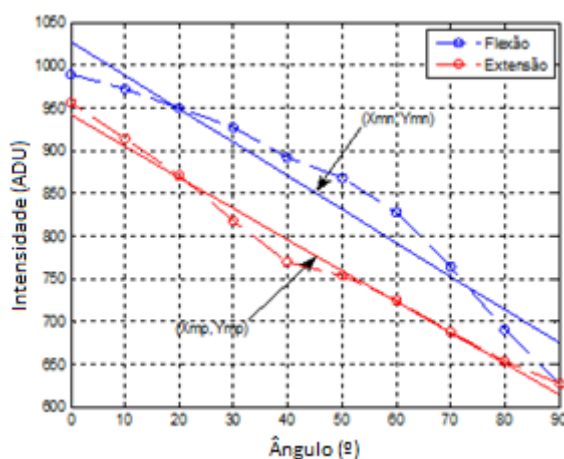
5 VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL

5.1 Ensaios com amostras preparadas manualmente

Diversos ensaios foram realizados para obter valores ótimos de comprimento de núcleo exposto (CNE) e raio de curvatura da fibra. Também foram testadas duas fontes ópticas distintas, sendo elas LED e LASER. As amostras dos ensaios expostos na Tabela 1 foram preparadas manualmente por meio de um estilete. Conforme mencionado na sessão anterior, os dados foram coletados com uma taxa de 10 amostras por segundo, durante 10 segundos em cada ângulo. Fez-se variar os ângulos de 10° em 10°, tanto no movimento de flexão como no movimento de extensão.

Dois parâmetros importantes foram quantificados na análise dos dados: a histerese e a relação sinal ruído (SNR, do inglês *Signal-to-Noise Ratio*). A Figura 21 mostra as curvas de flexão e extensão de um ensaio preliminar em que foi observado o efeito da histerese. A Histerese é um parâmetro adimensional e pode ser quantificado de acordo com a Equação 6, em que Y_{mf} é a intensidade no ponto médio da curva de flexão linearizada, Y_{me} é a intensidade no ponto médio da curva de extensão linearizada, Y_{max} e Y_{min} são as intensidades máxima e mínima respectivamente.

Figura 21 – Definição dos pontos na curva da histerese



Fonte: Produção do próprio autor.

$$Histerese(\%) = \left[\frac{(Y_{mf} - Y_{me})}{Y_{max} - Y_{min}} \right] \cdot 100\% \quad (6)$$

A relação sinal ruído também é um parâmetro adimensional e é dada de acordo com a Equação 7. Nela, σ_{sinal} representa a variância do sinal e $\sigma_{ruído}$ representa a variância do ruído.

$$SNR = \frac{\sigma_{sinal}^2}{\sigma_{ruído}^2} \quad (7)$$

5.1.1 Resultados e discussões

Tabela 1 – Ensaios realizados com amostras confeccionadas manualmente.

Ensaio	CNE	Raio de Curvatura	SNR	Histerese
FONTE ÓPTICA: LASER				
#1	0 cm	3 cm	1.6463e+03	4,6850 %
#2	2 cm	3 cm	6.5696e+05	4,9629 %
#3	2 cm	6 cm	4.2529e+05	0,2681 %
#4	4 cm	3 cm	3.4547e+06	4,1455 %
#5	4 cm	6 cm	5.0389e+05	1,8939 %
#6	6 cm	3 cm	3.2278e+05	1,3099 %
#7	6 cm	6 cm	8.0863e+05	1,9251 %
FONTE ÓPTICA: LED				
#8	0.4 cm	6 cm	4.6634e+03	5,6705 %
#9	0.6 cm	6 cm	5.1052e+04	4,6277 %
#10	1 cm	6 cm	6.8593e+04	3,2495 %
#11	2 cm	6 cm	1.8394e+05	1,6123 %
#12	4 cm	6 cm	9.6186e+04	2,9439 %
#13	8 cm	6 cm	4.3024e+04	2,2344 %
#14	10 cm	6 cm	8.7846e+03	3,3392 %

Fonte: Produção do próprio autor.

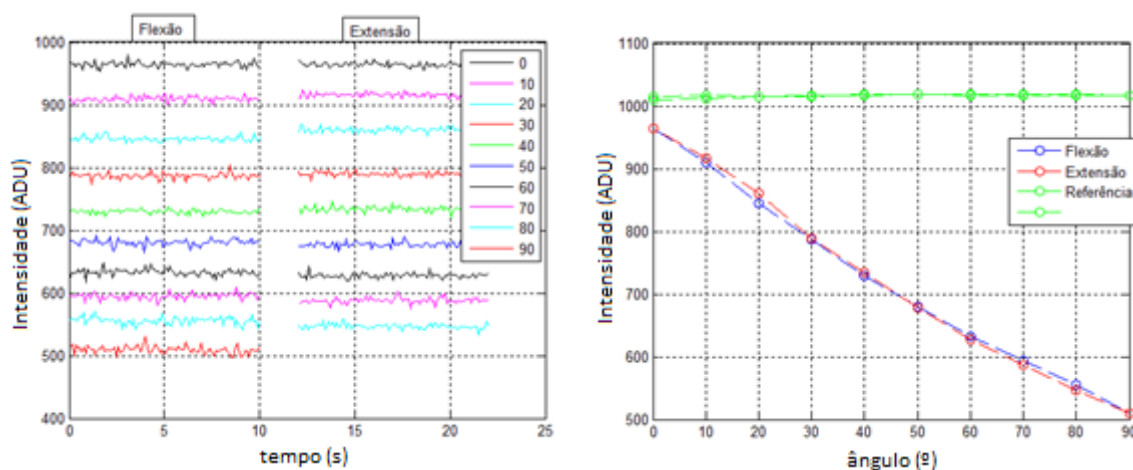
É possível observar pela Tabela 1 que tanto a histerese quanto a relação sinal-ruído (SNR) foram menores nos ensaios com raio de curvatura de 6 cm, para a maioria dos testes. Altos índices de histerese se mostraram mais nocivos ao funcionamento do sensor quando comparados com baixa SNR, para esses casos. Por isso, e também devido às questões antropométricas, esse foi o raio de curvatura escolhido para o sensor, e considerado nos ensaios subsequentes. Nota-se também, na Tabela 1, que os ensaios realizados com LED como fonte óptica resultaram em SNR muito baixas, devido à sua baixa potência. Por isso essa fonte óptica foi desconsiderada dos testes subsequentes.

A princípio, a melhor escolha para o comprimento de núcleo exposto seria sua minimização, para reduzir a perda desnecessária de energia, minimizar o ganho necessário do fotodiodo e conseqüentemente minimizar o consumo de corrente. Entretanto, deseja-se obter alta sensibilidade e histerese mínima e, para isso é necessário um CNE maior. Pela Tabela 1, nota-se que existe um valor ótimo de CNE tanto para a minimizar a histerese quanto para maximizar

a SNR. Para CNE muito pequena (menor que 2 cm), as perdas não são suficientemente grandes tal que a sensibilidade é pouco alterada.

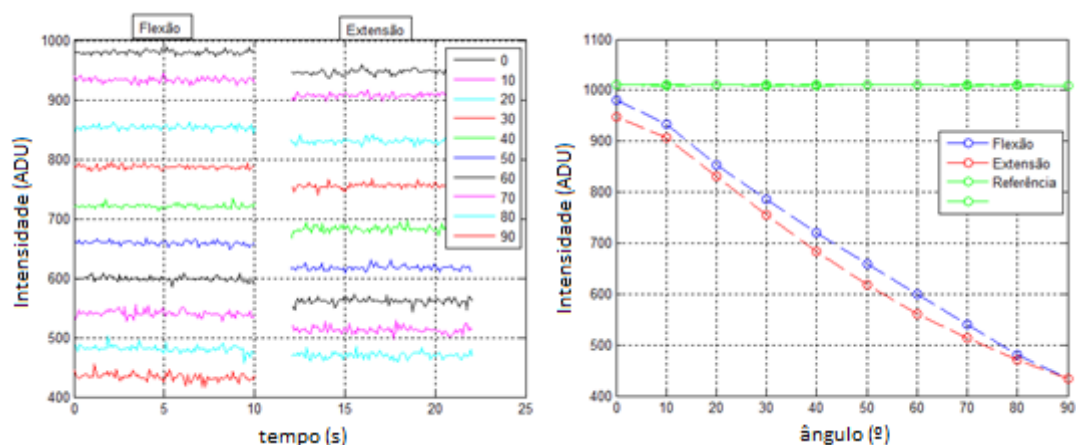
Para CNE maior que 2 cm por outro lado, há um decréscimo na excursão do sinal. A explicação para esse comportamento é que a CNE impõe uma perda fixa elevada, mesmo a fibra estando completamente estendida. Dessa forma, os modos de propagação de ordem mais alta são irradiados para o meio externo, restando apenas os modos de propagação de ordem mais baixa. Estes são menos sensíveis as macrocurvaturas, o que explica a perda na sensibilidade do sensor.

Figura 22 – Comportamento do sensor nos movimentos de flexão e extensão para o ensaio 3.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 23 – Comportamento do sensor nos movimentos de flexão e extensão para o ensaio 2.



Fonte: Produção do próprio autor.

As Figuras 22 e 23 mostram, considerando CNE de 2 cm, para o melhor caso (Ensaio 3) e para o pior caso (Ensaio 2), respectivamente, a variação da intensidade luminosa medida com o

ângulo. É possível notar pelas Figuras 22 e 23 que apesar de o ensaio 2 (raio de curvatura de 3 cm) ter apresentado uma SNR maior que o ensaio 3 (raio de curvatura de 6 cm), seu alto índice de histerese inviabilizou sua aplicação.

5.2 Ensaios com amostras preparadas com fresadora CNC

Outros experimentos foram realizados com objetivo de validar o método de corte da fibra pela fresadora CNC. Nos experimentos que se seguem, parâmetros como profundidade do corte e repetitividade também foram investigados. Os dados foram coletados com a mesma metodologia utilizada nos experimentos anteriores, entretanto, para cada amostra, foram realizados três ensaios consecutivos para se analisar a repetitividade do sensor.

5.2.1 Resultados e discussões

A Tabela 2 mostra os resultados obtidos em ensaios realizados utilizando amostras fabricadas na máquina de fresa. Os ensaios foram repetidos três vezes para cada amostra, com objetivo de verificar a repetitividade do comportamento do sensor. Algumas amostras foram fabricadas com profundidade de corte maior para investigar o efeito da variação desse parâmetro. Testes com profundidade de corte de 1,25 mm e CNE muito grande tiveram SNR muito baixa, e, portanto, foram considerados inviáveis. Por isso, ensaios com essas amostras não foram repetidos.

Tabela 2 – Ensaios realizados com amostras confeccionadas na fresa CNC.

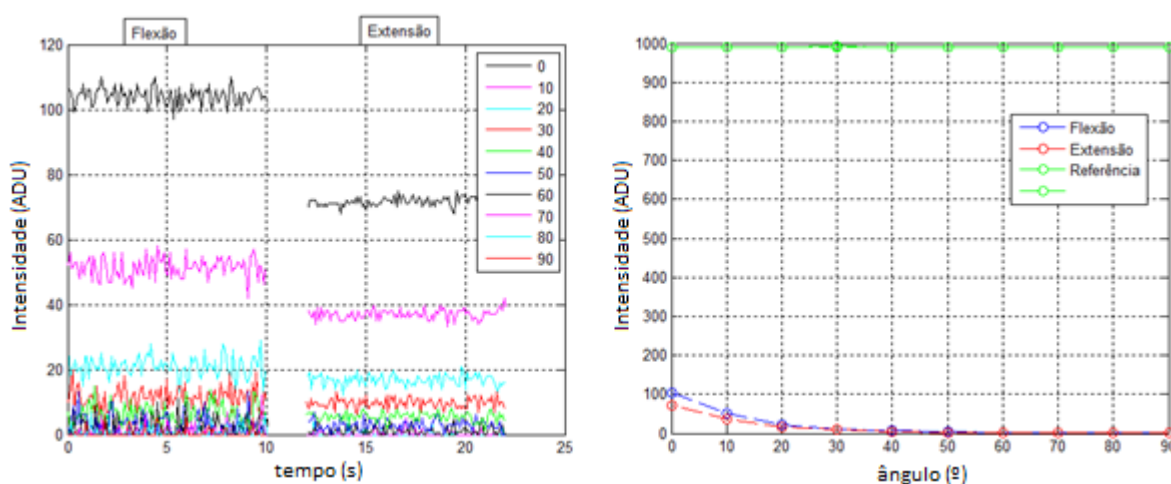
Amostra	CNE	Profundidade	SNR			Histerese		
			Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
#15	2 cm	1 mm	7.0556e+07	9.4675e+07	5.4150e+07	3,80	2,44	2,29
#16	4 cm	1 mm	4.2512e+06	2.5472e+06	2.5752e+06	3,64	2,03	1,39
#17	6 cm	1 mm	4.3873e+05	3.5826e+05	3.6252e+05	2,53	1,27	0,87
#18	8 cm	1 mm	5.0075e+05	4.7873e+05	3.0517e+05	2,85	1,4	1,45
#19	2 cm	1,25 mm	3.7482e+06	1.5819e+06	1.7462e+06	7,57	4,4	3,83
#20	4 cm	1,25 mm	9.5931e+03	1.1083e+04	7.3825e+03	4,3	2,6	1,77
#21	6 cm	1,25 mm	1.4063e+04	-	-	3,22	-	-
#22	8 cm	1,25 mm	6.2781e+03	-	-	8,8	-	-

Fonte: Produção do próprio autor.

A Figura 24 comprova a baixa qualidade da resposta com baixa SNR, no caso do ensaio com a amostra 22. O comprimento exagerado do corte aumentou a sensibilidade do sensor para ângulos pequenos, mas por outro lado, causou uma saturação para ângulos maiores que 20°, já que praticamente a totalidade da potência transmitida foi perdida nesse ângulo.

Da Tabela 2 é possível observar que a histerese diminui conforme os testes são repetidos. Isso ocorre devido à natureza visco elástica do material da fibra, que demanda um tempo de relaxação até a mesma se adaptar as condições mecânicas impostas. Além disso, nota-se pequenas variações aleatórias de SNR. O valor ótimo de SNR ocorreu para CNE de 2cm, enquanto o valor ótimo para histerese ocorreu para CNE de 6 cm, o que é curioso, pois nos ensaios da Tabela 1 esses resultados se invertem.

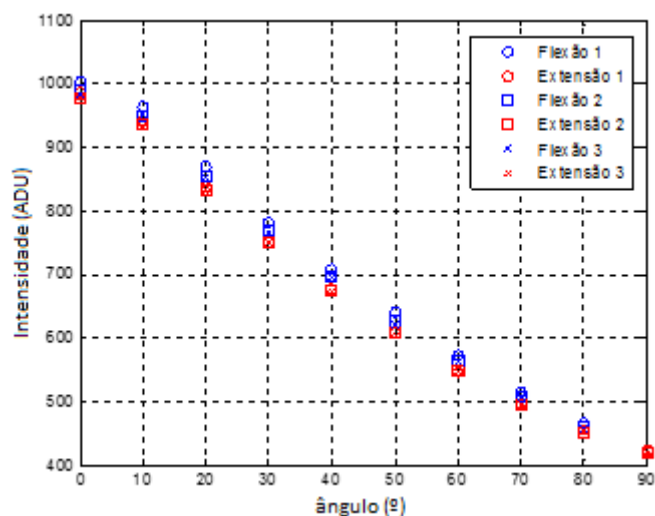
Figura 24 – Comportamento do sensor nos movimentos de flexão e extensão para a amostra 22.



Fonte: Produção do próprio autor.

A Figura 25 mostra os três ensaios consecutivos realizados com a amostra 15. Nota-se que na extensão, os valores de intensidade coincidiram. Já durante a flexão, os valores de intensidade foram ficando gradativamente mais próximos dos valores de extensão, reduzindo assim a histerese. Isso ocorreu pois entre o fim do movimento de extensão e o início do movimento de flexão do próximo ensaio, a fibra ficou em repouso por um breve período de tempo, necessário para realizar a gravação dos dados. Durante esse período, a fibra foi lentamente se adaptando ao novo estado, mas o tempo não foi o suficiente para que a fibra voltasse ao seu estado natural.

Figura 25 – Resposta do sensor em testes de repetitividade, para amostra 15.

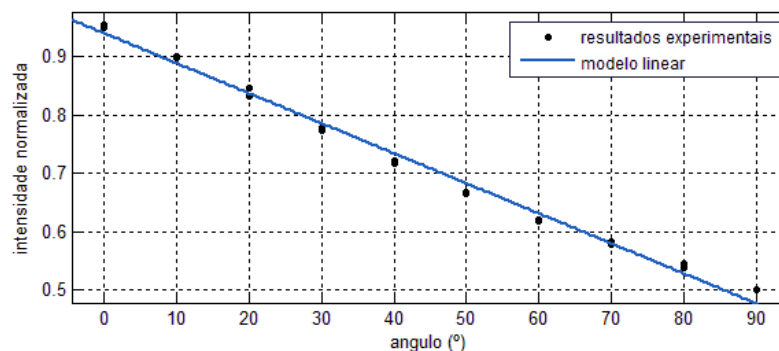


Fonte: Produção do próprio autor.

5.3 Melhor resultado

O ensaio #3 da Tabela 1 foi o que demonstrou o melhor resultado, devido ao baixo índice de histerese e boa relação sinal ruído. A Figura 26 apresenta a intensidade normalizada para os respectivos valores de intensidade amostrados da fibra de referência, ou seja, a razão entre os valores de intensidade amostrados da fibra transdutora com os da fibra de referência. Esta figura também exibe um gráfico do modelo de regressão linear adotado, comprovando a eficácia da técnica. As Equações 8 e 9 mostram respectivamente o modelo linear calculado e o coeficiente de determinação obtido.

Figura 26 – Resposta do sensor no ensaio #3, normalizado para os valores da fibra de referência.



Fonte: Produção do próprio autor.

$$Y = -0.005152.X + 0.9404 \quad (8)$$

$$R^2 = 0,9913 \quad (9)$$

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Sensores baseados em fibra óptica se tornaram populares na última década, devido ao progresso conquistado com relação à compreensão e implementação desses dispositivos. Diversas propriedades da luz e de materiais foram caracterizadas e utilizadas para implementar sensores ópticos. Fibras ópticas, que em um primeiro momento eram desenvolvidas para aplicações de comunicação exclusivamente, estão sendo desenvolvidas especificamente para aplicações de sensoriamento. Conforme visto na literatura, a comunidade acadêmica se encontra otimista com relação a tecnologia e é esperado que a disponibilidade de sensores baseados em fibra óptica no mercado vai se expandir nos próximos anos.

Ao desenvolver um sensor, é necessário avaliar parâmetros como histerese, replicabilidade, repetitividade e sensibilidade. Estes parâmetros dependem de aspectos construtivos e podem ser otimizados. No caso do sensor desenvolvido neste trabalho, é possível modificar esses parâmetros ajustando o comprimento em que o núcleo é exposto, o raio de curvatura, a profundidade que o núcleo é desgastado, e a potência da fonte óptica. Outras variáveis que podem influenciar a resposta do sensor são: comprimento de onda da fonte óptica e índice de refração do meio externo. Quanto à forma como esses parâmetros influenciam na resposta do sistema, podemos concluir qualitativamente dos resultados obtidos:

- CNE pequeno implica em baixa sensibilidade para ângulos pequenos.
- CNE grande aumenta as perdas e causa baixa sensibilidade para ângulos grandes.
- A potência da fonte óptica está relacionada diretamente com a excursão do sinal.
- Tanto a sensibilidade quanto a excursão de sinal afetam a SNR.
- Raio de curvatura menor aumenta a SNR, mas também aumenta a histerese.
- Tanto CNE muito pequeno quanto CNE grande tiveram um impacto negativo na histerese. Ou seja, existe um valor ótimo de CNE para minimizar a histerese.
- Também existe um valor ótimo de CNE para maximizar a SNR.

O sensor proposto demonstrou baixa histerese e boa sensibilidade. Neste estudo foi possível concluir que é factível a medição de ângulos a partir da técnica proposta. Entretanto, a falta de precisão da máquina fresadora impõe uma limitação na replicabilidade do sensor, sendo necessária uma máquina mais precisa para caracterizar a resposta do sensor de forma confiável,

em relação aos parâmetros extrínsecos do sensor, principalmente com relação à profundidade do corte, já que as dimensões do núcleo são da mesma ordem de grandeza que a incerteza da máquina. Além disso, existem outros fatores que podem afetar a intensidade da luz propagada em relação a macrocurvatura, como imperfeições nos acoplamentos e variações de parâmetros intrínsecos entre amostras. Isso dificulta a caracterização quantitativa dos parâmetros de interesse, justificando o caráter empírico da implementação desse sensor.

Apesar dessa falha na modelagem e caracterização desses parâmetros mecânicos, o sensor desenvolvido pode ser utilizado em aplicações práticas e a técnica proposta para confecção do sensor pode ser utilizada para reproduzir o dispositivo. Trabalhos futuros deverão incluir:

- Testes com variação de temperatura.
- Modelagem da propagação de luz na POF com entalhes, incluindo o efeito da viscoelasticidade.
- Realizar experimentos mais precisos para comparar os dados experimentais com teóricos.
- Considerar diferentes tipos de POF, e diferentes comprimentos de onda da fonte óptica.
- Considerar índice refração do meio externo, utilizando outras substâncias além do ar e da própria casca da fibra.
- Fabricação de protótipos e testes de marcha em uma órtese. O sensor pode ser validado comparando suas medidas com as de um potenciômetro comercialmente disponível.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGRAWAL GP. **Fiber-optic communication systems**. New York: A Wiley. 2003;2.
- BALL, G.; MELTZ, G.; MOREY, W. **Polarimetric heterodyning bragg-grating fiber-laser sensor**. Optics letters, Optical Society of America, v. 18, n. 22, p. 1976–1978, 1993.
- BILRO, L. et al. **Gait monitoring with a wearable plastic optical sensor**. In: IEEE. Sensors, 2008 IEEE. [S.l.], 2008. p. 787–790. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 21. BILRO, L. M. B. Metrologia óptica com fibra polimérica. Universidade de Aveiro, 2011.
- BRADY, G. et al. **Bragg grating temperature and strain sensors**. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. 10th Optical Fibre Sensors Conference. [S.l.], 1994. p. 510–513.
- BROWN, R. H. et al. **Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique**. Journal of biomechanics, Elsevier, v. 9, n. 6, p. 355–IN1, 1976.
- CHAO, E. et al. **Electrogoniometer for the measurement of human elbow joint rotation**. Journal of biomechanical engineering, American Society of Mechanical Engineers, v. 102, n. 4, p. 301–310, 1980.
- CHAO, E. Y. et al. **Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking**. Journal of Biomechanics, v. 16, n. 3, p. 219–233, 1983. ISSN 00219290. Citado na página 9. CHAO, E. Y.; MORREY, B. F. Three-dimensional rotation of the elbow. Journal of Biomechanics, v. 11, n. 1-2, 1978. ISSN 00219290.
- CHERBI, L.; MEHENNI, M.; AKSAS, R. **Conception and realization of an angular optical sensor**. Microwave and optical technology letters, Wiley Online Library, v. 40, n. 6, p. 500–503, 2004.
- CHRISTENSEN, D. A. **Semiconductor temperature sensor**. [S.l.]: Google Patents, 1979. US Patent 4,136,566.
- COURY, A. G. et al. **Avaliação de Protocolos de Confiabilidade para Eletrogoniômetro Lombar**. v. 2, n. 2, p. 53–58, 2001.
- DE, U.; DE, N. Y. **Study of speckle patterns obtained by optical fibers and their applications**. 2013.
- De Rossi, D.; LYMBERIS, a. **New generation of smart wearable health systems and applications**. IEEE Trans Inf Technol Biomed, v. 9, n. 3, p. 293–294, 2005. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve{&}db=PubMed{&}dopt=Citation{&}list{_}u>.
- DEJNABADI, H.; JOLLES, B. M.; AMINIAN, K. **A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 52, n. 8, p. 1478–1484, 2005. ISSN 00189294.

DUNNE, L. E. et al. **Design and evaluation of a wearable optical sensor for monitoring seated spinal posture.** In: IEEE. *Wearable Computers, 2006 10th IEEE International Symposium on.* [S.l.], 2006. p. 65–68.

DUNPHY, J. R. et al. **Multifunction, distributed optical fiber sensor for composite cure and response monitoring.** In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. *San Jose-DL tentative.* [S.l.], 1990. p. 116–118.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. **Comment on Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation.** *Journal of Biomechanics*, v. 14, n. 9, p. 653–654, 1981. ISSN 00219290.

HAWKINS, D. **A new instrumentation system for training rowers.** *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 2, p. 241–245, 2000. ISSN 00219290.

ISACSON, J.; GRANSBERG, L.; KNUTSSON, E. **Three-dimensional electrogoniometric gait recording.** *Journal of Biomechanics*, v. 19, n. 8, 1986. ISSN 00219290.

KALYMNIOS, D. **Plastic optical fibres (pof) in sensing: current status and prospects.** In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. *Bruges, Belgium-Deadline Past.* [S.l.], 2005. p. 1–4.

KEISER G. **Optical fiber communications.** John Wiley & Sons, Inc.; 2003.

KERSEY, A. D. et al. **Fiber grating sensors.** *Journal of lightwave technology*, v. 15, n. 8, p. 1442–1463, 1997.

KIM, H. J. et al. **Evaluation of predicted knee-joint muscle forces during gait using an instrumented knee implant.** *Journal of Orthopaedic Research*, v. 27, n. 10, p. 1326–1331, 2009. ISSN 07360266.

KUANG, K. S. C.; CANTWELL, W. J.; SCULLY, P. J. **An evaluation of a novel plastic optical fibre sensor for axial strain and bend measurements.** *Measurement Science and Technology*, v. 13, n. 10, p. 1523–1534, 2002. ISSN 0957-0233.

LEE, C. E.; TAYLOR, H. F. **Interferometric fiber optic temperature sensor using a low-coherence light source.** In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. *San Jose-DL tentative.* [S.l.], 1990. p. 356–364.

LEE, K.; KWON, D.-S. **Wearable master device using optical fiber curvature sensors for the disabled.** In: IEEE. **Robotics and Automation**, 2001. *Proceedings 2001 ICRA.* IEEE International Conference on. [S.l.], 2001. v. 1, p. 892–896.

MERCHANT, D. F.; SCULLY, P. J.; SCHMITT, N. F. **Chemical tapering of polymer optical fibre.** *Sensors and Actuators, A: Physical*, v. 76, n. 1-3, p. 365–371, 1999. ISSN 09244247.

MÜNDERMANN, L.; CORAZZA, S.; ANDRIACCHI, T. P. **The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for**

biomechanical applications. Journal of neuroengineering and rehabilitation, v. 3, p. 6, 2006. ISSN 1743-0003.

MUNOZ, R. et al. **3d continuous monitoring system for localization of upper limb based on optical fiber.** In: IEEE. Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference. [S.l.], 1995. v. 2, p. 1595–1596.

NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. **Measurement of joint motion: a guide to goniometry.** [S.l.]: FA Davis, 2009.

PATIL, M. M.; PROHASKA, O. **Fiber optic sensor for joint angle measurement.** In: IEEE. Engineering in Medicine and Biology Society, 1988. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE. [S.l.], 1988. p. 803–804.

PHILIP-CHANDY, R.; SCULLY, P. J.; MORGAN, R. **The design, development and performance characteristics of a fibre optic drag-force flow sensor.** Measurement Science and Technology, v. 11, n. 3, p. N31–N35, 2000. ISSN 0957-0233.

PINHEIRO, A. P. **Desenvolvimento de um sistema de captura e análise de movimentos baseado em técnicas de visão computacional.** 2008.

SAFAEE-RAD, R.; SHWEDYK, E.; QUANBURY, A. **Three-dimensional measurement system for functional arm motion study.** Medical and Biological Engineering and Computing, Springer, v. 28, n. 6, p. 569–573, 1990.

SALEH, B.; TEICH, M. **Fundamentals of photonics.** Vol. 22. New York: Wiley, 1991.

SCHWAB, S. D.; LEVY, R. L. **In-service characterization of composite matrices with an embedded fluorescence optrode sensor.** In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. OE/FIBERS'89. [S.l.], 1990. p. 230–238.

SELVIK, G. **Roentgen stereophotogrammetry.** Acta Orthopaedica, v. 60, n. s232, p. 1–51, 1989. ISSN 1745-3674.

SUGANO, T.; MIYAKE, H. **Intermittent etching process.** Google Patents, 1988. US Patent 4,790,903. Disponível em: <<https://www.google.com/patents/US4790903>>.

UDD, E.; JR, W. B. S. **Fiber optic sensors: an introduction for engineers and scientists.** [S.l.]: John Wiley & Sons, 2011.

WANG, P. T. et al. **A durable , low-cost electrogoniometer for dynamic measurement of joint trajectories.** v. 33, p. 546–552, 2011.

WILLIAMS, J. M.; HAQ, I.; LEE, R. Y. **Dynamic measurement of lumbar curvature using fibre-optic sensors.** Medical engineering & physics, Elsevier, v. 32, n. 9, p. 1043–1049, 2010.

WILLIAMSON, R.; ANDREWS, B. J. **Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes.** *Medical & biological engineering & computing*, v. 39, n. 3, p. 294–302, 2001. ISSN 0140-0118.

WINTER, D. A.; GREENLAW, R. K.; HOBSON, D. A. **Television-computer analysis of kinematics of human gait.** *Computers and Biomedical Research*, v. 5, n. 5, p. 498–504, 1972. ISSN 00104809.

YIN, S. S.; RUFFIN, P. **Fiber optic sensors.** [S.l.]: Wiley Online Library, 2002.

YOUM, Y.; YOON, Y. S. **Analytical development in investigation of wrist kinematics.** *Journal of Biomechanics*, v. 12, n. 8, p. 613–621, 1979. ISSN 00219290.

ZUBIA, J.; ARRUE, J. **Plastic Optical Fibers: An Introduction to Their Technological Processes and Applications.** *Optical Fiber Technology*, v. 7, n. 2, p. 101–140, 2001. ISSN 10685200. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1068520000903559>>.

APÊNDICE A

Trabalhos publicados em anais de congressos.

SPERANDIO, V. M. ; PONTES, MARIA J. ; FRIZERA NETO, A. ; WEBSTER, L. G. . **A new optical pressure sensor interrogated by speckles pattern for oil industry.** In: 24th International Conference on Optical Fibre Sensors, 2015, Curitiba. Proc. of SPIE, 2015. v. 9634. p. 96347W-1-96347W-4.

SPERANDIO, V. M. ; WEBSTER, L. G. ; FRIZERA NETO, A. ; PONTES, M. J. . **Novo conceito de interrogação dos padrões speckles para leitura e controle de pressão em áreas classificadas.** In: XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2015, Natal. Anais do XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2015. p. 6pg.