

Manuel Ricardo Alfonso Sanchez

**Desenvolvimento de Sensores Baseados em
Grades de Bragg para Instrumentação em
Exoesqueleto de Membro Inferior**

Vitória-ES

Maio de 2020

Manuel Ricardo Alfonso Sanchez

Desenvolvimento de Sensores Baseados em Grades de Bragg para Instrumentação em Exoesqueleto de Membro Inferior

Tese submetida ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

Centro Tecnológico

Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica

Orientador: Dr. Anselmo Frizera Neto

Coorientador: Dr. Marcelo Eduardo Vieira Segatto

Vitória-ES

Maio de 2020

Ficha catalográfica disponibilizada pelo Sistema Integrado de
Bibliotecas - SIBI/UFES e elaborada pelo autor

A388d ALFONSO SANCHEZ, MANUEL RICARDO, 1986-
Desenvolvimento de sensores baseados em grades de Bragg
para instrumentação em exoesqueleto de membro inferior /
MANUEL RICARDO ALFONSO SANCHEZ. - 2020.
89 f. : il.

Orientador: Anselmo Frizera Neto.

Coorientador: Marcelo Eduardo Vieira Segatto.

Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade
Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

1. Fibras ópticas. 2. Robótica. 3. órteses. 4. Tecnologia de
reabilitação. I. Frizera Neto, Anselmo. II. Vieira Segatto, Marcelo
Eduardo. III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro
Tecnológico. IV. Título.

CDU: 621.3

Manuel Ricardo Alfonso Sanchez

Desenvolvimento de Sensores Baseados em Grades de Bragg para Instrumentação em Exoesqueleto de Membro Inferior

Tese submetida ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

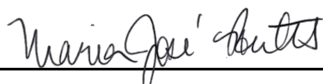
Trabalho aprovado. Vitória-ES, 11 de Maio de 2020:



Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
PPGEE-UFES
Orientador



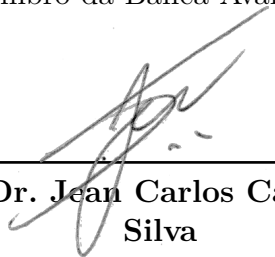
Prof. Dr. Marcelo Eduardo Vieira Segatto
PPGEE-UFES
Coorientador



Prof. Dra. Maria José Pontes
PPGEE-UFES
Membro da Banca Avaliadora



Prof. Dr. Carlos Eduardo Schmidt Castellani
PPGEE-UFES
Membro da Banca Avaliadora



Prof. Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva
UTFPR
Membro da Banca Avaliadora



Dr. Paulo Fernando da Costa Antunes
IT & I3N Aveiro-Portugal
Membro da Banca Avaliadora

Vitória-ES
Maio de 2020

Resumo

As tecnologias convencionais para monitoramento de variáveis cinéticas em atuadores de exoesqueletos robóticos, são geralmente volumosas, sensíveis a desalinhamentos mecânicos e não permitem operação remota e nem multiplexada. Outras tecnologias como as orientadas na medição de conforto nas interfaces humano-robô (IHR) são pouco exploradas atualmente, focando unicamente na quantificação da pressão e omitindo a medição de microclima. Os sensores óticos baseados em grades de Bragg, constituem um método robusto de medição, ideal para aplicações como na reabilitação motora e as tecnologias assistivas, em que diversos tipos de sensores devem ser adaptados em pessoas com deficiências motoras ou em uma estrutura robótica sujeita a forças, mudanças de temperatura, vibrações e interferências eletromagnéticas. Com o objetivo de simplificar o sistema de instrumentação convencional e de superar algumas das suas desvantagens, este trabalho propõe novas soluções de sensoreamento produzindo novas abordagens para o monitoramento de torque, ângulo e microclima. A plataforma de medição desenvolvida neste trabalho permite adquirir o torque e o ângulo de deformação em uma mola de torção instalada como elemento elástico de um atuador elástico em série, utilizado nas articulações do exoesqueleto robótico desenvolvido no projeto TAO (do inglês, *Transparent Active Orthoses*), parceria entre a UFES, a USP-São Carlos, a UnB e a UFRN. A configuração experimental com a mola e uma matriz de duas FBGs é submetida a torques e ângulos repetidos para validar seu comportamento. Também foi desenvolvida uma plataforma para medição de conforto na IHR baseada no uso um revestimento com propriedades higroscópicas que permite a quantificação da umidade relativa com as grades de Bragg. Os sensores propostos possuem sensibilidade intrínseca as variações de temperatura e de deformação. A técnica de compensação para os efeitos indesejados utiliza uma FBG nas proximidades do local de medição, dedicada exclusivamente para a medição da temperatura. A partir do desenvolvimento de peças fabricadas mediante impressão 3D foi possível realizar a captura da umidade relativa e da temperatura nas proximidades da pele de dois usuários voluntários. Os sensores desenvolvidos apresentaram comportamento linear com coeficientes de correlação de 0,99 para as medidas de temperatura, força, ângulo, torque e umidade relativa.

Palavras-chaves: Sensores em fibra ótica. Fibras com grade de Bragg. Sensoreamento para reabilitação. Microclima.

Abstract

Conventional technologies for monitoring kinetic variables in robotic exoskeleton actuators are generally bulky, sensitive to mechanical misalignment and do not allow remote or multiplexed operation. Other technologies, such as those oriented to the measurement of comfort in human-robot interfaces, have not been widely studied until today, focusing solely on pressure quantification and omitting the measurement of microclimate. Optical sensors based on Bragg gratings are a robust measuring method, ideal for applications such as motor rehabilitation and assistive technologies, where various types of sensors must be adapted to people with motor disabilities or a robotic structure subject to forces, temperature changes, vibrations, and electromagnetic interference. Aiming to simplify the conventional instrumentation system and to overcome some of its disadvantages, this work proposes new sensing solutions bringing new approaches for monitoring torque, angle, and microclimate. The measurement platform developed in this work allows acquiring the torque and the angle of deformation in a torsion spring installed on the elastic element of a series elastic actuator, used in the joints of the robotic exoskeleton developed in the TAO project, a partnership between UFES, USP-São Carlos, UnB and UFRN. The experimental configuration with the spring and a matrix of two FBGs is submitted to repeated torques and angles to validate its behavior. A platform for comfort measurement at the human-robot interface has also been proposed based on the use of a coating with hygroscopic properties that allows the quantification of relative humidity with Bragg gratings, intrinsically insensitive to this parameter. The proposed sensors have intrinsic sensitivity to temperature and deformation variations. The compensation technique for unwanted effects uses an FBG in the vicinity of the measurement site, dedicated exclusively to temperature measurement. From the development of parts manufactured by 3D printing, it was possible to capture the relative humidity and temperature near the skin of two voluntary users. The developed sensors had linear and accurate response behavior with a linear correlation coefficient of 0,99 for the temperature, force, angle, torque, and relative humidity measurements.

Key-words: Fiber optic sensors. Fiber Bragg gratings. Microclimate measurement. Instrumentation for rehabilitation.

A mi mamá, mi papá y mis hijas Luna y Maitê (in memoriam).

Agradecimentos

Agradeço a minha mãe Lucia Sánchez, ao meu pai Ricardo Alfonso e a minha irmã Diana, pelo apoio incondicional em todos estes anos que tenho morando fora da Colômbia. Agradeço aos meus orientadores, o Professor Dr. Anselmo Frizera Neto e o Professor Dr. Marcelo Eduardo Vieira Segatto que dispensaram tempo e conhecimento para minha formação educacional. Obrigado pela confiança e o apoio durante todos estes anos. Ao Professor Dr. Arnaldo Leal-Junior, pelas contribuições, a colaboração na Tese, as publicações científicas e a participação continua para resolver minhas duvidas. Aos Professores Dr. Wilian dos Santos e Adriano Siqueira pelo fornecimento da mola de torção para realizar meus experimentos. Ao Dr. Carlos Marques da Universidade de Aveiro pelas conversas sobre os protótipos e a contribuição na idealização dos meus experimentos. A a Professora Dra. Maria José Pontes. Ao Professor Dr. Adílson Prado do IFES Serra, pela ajuda e as contribuições durante a última parte do meu Doutorado. Ao Dr. Camilo Rodriguez pela ajuda com os experimentos na Universidade de Aveiro em Portugal. Ao Instituto de Telecomunicações (IT) Portugal pelo fornecimento das FBGs para a realização desta pesquisa e por ter facilitado o uso da câmara climática.

Agradeço também aos meus colegas do Laboratório de Telecomunicações, em especial ao Mestre Caio Santos. Aos colegas do Núcleo de Tecnologias Assistivas (NTA) com os que compartilhei e aprendi constantemente. Agradeço a Beatriz, Sandra, Alegria, Nicolás, Thomaz, Ricardinho e todos aqueles que me acompanharam durante a trajetória do meu Doutorado. À CAPES pelo financiamento do projeto de pesquisa (3457/2014, 88887.091030/2014-01, 88887.095626/2015-01), à PETROBRAS pelo incentivo e financiamento. Ao povo Brasileiro que acredita na educação pública gratuita, universal e de qualidade.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Exoesqueleto para reabilitação da marcha humana LOPES. Adaptado de [1].	29
Figura 2 – Dispositivo de Reabilitação Lokomat®(Hocoma, Suíça)	29
Figura 3 – Exoesqueleto de membro inferior, ALLOR (UFES, Brasil)[2].	30
Figura 4 – Atuador elástico em serie fixado na órteses de joelho, (USP-São Carlos, Brasil) [3].	31
Figura 5 – Ilustração da configuração em: (a) câmara aberta e (b) câmara fechada. Adaptado de [4].	34
Figura 6 – Diagrama de uma grade de Bragg. Adaptado de [5].	37
Figura 7 – Encapsulamento de uma fibra ótica mediante a impressão de uma peça em impressora 3D [6].	41
Figura 8 – Diagrama de uma FBG revestida com PI experimentando variação no comprimento de onda de Bragg produto da exposição a variação de umidade. Adaptado de [7].	42
Figura 9 – Diagrama esquemático de um atuador elástico em serie [8].	45
Figura 10 – (a) Atuador Elástico em Série rotacional e (b) dimensões da mola. [9]. .	46
Figura 11 – Mola de torção com pontos selecionados para análise de deformação. .	47
Figura 12 – Configuração para caracterização de temperatura.	48
Figura 13 – FBG1 em 1550 nm e FBG2 em 1534 nm instalados na mola.	49
Figura 14 – (a) Plataforma experimental com a alavanca e abase acopladas ao suporte. (b) <i>Encoder</i> instalado na parte posterior do eixo.	50
Figura 15 – Configuração para medição de torque e ângulo. A seta tracejada representa os movimentos de extensão e a seta continua os de compressão. .	51
Figura 16 – Simulação estática de distribuição da deformação. Os pontos nos segmentos A e B são apropriados para o posicionamento da FBG.	52
Figura 17 – Resposta da deformação simulada nos segmentos A e B, produto da compressão na mola.	53
Figura 18 – Resposta das FBGs a variação de temperatura entre 20 até 40 °C. . .	54
Figura 19 – (a) Resposta em compressão e extensão da FBG1 e da FBG2, (b) medição de temperatura com a FBG3 durante o experimento.	56
Figura 20 – Sensor para medição do ângulo com FBG: (a) na extensão e (b), na compressão.	56
Figura 21 – Vista no microscópio aumentada 60 vezes das FBGs: (a) Sem revestimento.b) MO. c) PI1. d) PI2.	60
Figura 22 – Configuração para aplicação de revestimento de PI na fibra ótica. . .	61
Figura 23 – Configuração do experimento para caracterização de umidade relativa.	62

Figura 24 – (a) Mudança no comprimento de onda de Bragg e ajuste linear para cada sensor exposto a variação de 20 até 80 %UR. A legenda de cada figura representa o valor medido pelo sensor no experimento crescente C e decrescente D . (a) FBG PI1, (b) FBG PI2 e (c) FBG MO.	63
Figura 25 – Tempo de resposta dos sensores submetidos a um salto de umidade desde 33 até 75 % e vice-versa. A legenda da figura representa cada sensor e as letras C e D representam as leituras em ordem crescente e decrescente.	65
Figura 26 – Resposta espectral em temperatura ambiente das FBGs para medição de umidade (PI1 e PI2). FBGs para medição de temperatura (T1 e T2).	66
Figura 27 – (a) Dimensões e diagrama da caixa alojando: uma FBG para medir temperatura (FBGT), uma FBG para medir umidade (FBGPI) e um sensor eletrônico de temperatura e umidade (BME280). (b) Fotografia dos sensores dentro da caixa.	66
Figura 28 – Plataforma para medição de microclima na pele do usuário. Dois dispositivos (Sensor1 e Sensor2) conectados pela porta serial I2C na placa de desenvolvimento KL25Z junto com o interrogador ótico SM125.	67
Figura 29 – (a) Resposta do sensor 1 instalado na coxa do usuário do sexo feminino. (b) Resposta do sensor 2 instalado na canela do usuário do sexo feminino.	68
Figura 30 – (a) Resposta do sensor 1 instalado na coxa do usuário do sexo masculino. (b) Resposta do sensor 2 instalado na canela do usuário do sexo masculino.	68
Figura 31 – (a) Resposta dos sensores de temperatura para o usuário do sexo feminino. (b) Resposta para o usuário do sexo masculino.	69

Lista de tabelas

Tabela 1 – Dimensões da mola de torção (mm).	46
Tabela 2 – Dimensões da plataforma para caracterização de torque e ângulo (mm).	49
Tabela 3 – Coeficiente de correlação e de temperatura para cada uma das 3 FBGs.	55
Tabela 4 – Coeficiente de torque para cada FBG.	55
Tabela 5 – Sensibilidades para compressão e extensão.	57
Tabela 6 – Sensor de torque / rigidez no AES.	57
Tabela 7 – Comportamento dos sensores a variação da umidade nos ciclos crescente (C) e decrescente (D).	63
Tabela 8 – Características de FBGs revestidas com poliimida para medição de umidade.	64
Tabela 9 – Tempo de resposta e de recuperação dos sensores quando aplicado um salto de umidade entre 33 e 75 %UR.	64

Lista de abreviaturas e siglas

ABS	Acrilonitrilo-butadieno-estireno
AES	Atuador Elástico em Serie
AVC	Acidente Vascular Cerebral
FBG	<i>Fiber Bragg Grating</i> (Grade de Bragg em fibra ótica)
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i> (Modelagem por deposição fundida)
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IHR	Interface Humano-robô
IoT	<i>Internet of Things</i> (Internet das coisas)
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i> (Circuito inter-integrado)
MEF	Método dos Elementos Finitos
UR	Umidade Relativa
UV	<i>Ultra Violet</i> (Ultravioleta)
ONU	Organização das Nações Unidas
OSA	<i>Optical Spectrum Analyzer</i> (Analisador de espectro ótico)
PI	Poliimida
POF	<i>Polymer Optical Fiber</i> (Fibra ótica polimérica)
PLA	Poliácido Láctico
RMSE	<i>Root Mean Square Error</i> (Erro médio quadrático)
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo
UFRN	Universidade Federal do Rio Grande do Norte
UnB	Universidade de Brasília
USP	Universidade de São Paulo

Lista de símbolos

A_p	Área da seção transversal da poliimida
A_f	Área da seção transversal da fibra
α_T	Coefficiente de expansão térmica
α_n	Coefficiente termo ótico
Δ	Período de modulação do índice de refração
$\Delta\lambda_B$	Variação do comprimento de onda de Bragg
λ_B	Comprimento de onda de Bragg
P_e	Constante de fotoelasticidade
ε	Deformação na fibra
ε_{UR}	Deformação na fibra causada pela mudança de umidade relativa
n_{eff}	Índice de refração efetivo do modo guiado de uma fibra
$\Delta\psi$	Deformação induzida pelo revestimento de poliimida devido às mudanças de umidade relativa
ΔT	Deformação induzida pelo revestimento de poliimida devido às mudanças de temperatura
$CME_p(\psi)$	Módulo de Young da poliimida
$CME_f(\psi)$	Módulo de Young da fibra
S_{UR}	Sensibilidade a umidade relativa do sensor
γ	Tempo de resposta do sensor
ν	Razão de Poisson
R_p	Espessura do revestimento

Sumário

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Motivação	21
1.2	Objetivos	24
1.3	Contribuições	25
1.4	Organização do Texto	26
2	EMBASAMENTO TEÓRICO	27
2.1	Exoesqueletos robóticos na reabilitação de membros inferiores	27
2.1.1	Atuadores	30
2.2	Sensores convencionais na robótica de reabilitação	31
2.2.1	Torque e força	32
2.2.2	Ângulo	33
2.2.3	Conforto nas interfaces humano-robô	33
2.3	Sensoreamento multiparamétrico com fibras óticas	35
2.3.1	Modulação de intensidade	35
2.3.2	Sensores baseados em FBGs	36
2.4	Revestimento de fibras óticas com polímeros	39
2.4.1	Poliácido Láctico	40
2.4.2	Poliimida	41
2.5	Considerações preliminares	43
3	MEDIÇÃO DE TORQUE E ÂNGULO EM ATUADOR ELÁSTICO EM SERIE	45
3.1	Introdução	45
3.2	Princípio de funcionamento	45
3.2.1	Simulação de torque	46
3.2.2	Caracterização de temperatura	47
3.3	Plataforma Experimental	48
3.4	Mitigação da sensibilidade cruzada em FBGs	50
3.5	Resultados e Discussão	52
3.5.1	Simulação de torque	52
3.5.2	Caracterização de temperatura	54
3.5.3	Torque e ângulo	55
3.6	Conclusões preliminares	58
4	MEDIÇÃO DE MICROCLIMA	59

4.1	Introdução	59
4.2	Fabricação do sensor de umidade	59
4.2.1	Resultados da fabricação	60
4.3	Caracterização	61
4.3.1	Resultados da caracterização	62
4.4	Protocolo Experimental	64
4.4.1	Resultados da medição de microclima	67
4.5	Conclusões Preliminares	69
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	71
	REFERÊNCIAS	75

1 Introdução

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma arquitetura de sensores óticos para o monitoramento multiplexado de torque, ângulo, temperatura e umidade relativa em órteses, exoesqueletos ou dispositivos utilizados na reabilitação motora de membros inferiores. Este sistema de instrumentação permite a incorporação, o encapsulamento de diferentes sensores em uma única fibra ótica, aumentando a precisão, reduzindo o tamanho e o peso, em comparação com sensores eletrônicos, piezoelétricos e micro-eletromecânicos convencionais. As variáveis estudadas neste trabalho contribuem consideravelmente para superar algumas das limitações da instrumentação em exoesqueletos, como a ausência de uma tecnologia imune a interferências eletromagnéticas e o monitoramento do conforto na interface humano-robô (IHR).

1.1 Motivação

Patologias físicas, neurológicas e sensoriais são responsáveis por causar restrições na mobilidade de pessoas adultas, afetando o desenvolvimento físico-motor, intelectual, social e profissional [10, 11]. Restrições leves e moderadas podem levar anos para serem tratadas, prejudicando vários aspectos da vida do indivíduo, sua família e a sociedade [12].

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), a população brasileira manteve a tendência de envelhecimento dos últimos anos e ganhou 4,8 milhões de idosos desde 2012, um crescimento de 18 % em 5 anos [13]. Também, a Organização das Nações Unidas (ONU), estima que na maioria dos países, o número de pessoas acima dos 80 anos deve quadruplicar, atingindo cerca de 400 milhões até o ano de 2050 [14]. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), o Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de morte e a terceira de incapacidade no mundo [15], uma vez que o risco de ocorrência de um AVC aumenta com o avanço da idade [16].

As condições do paciente após o AVC mostram uma deficiência neurológica que compromete a interação cognitiva e motora dependendo do tamanho e local da lesão cerebral [17], podendo apresentar danos permanentes incluindo paralisia parcial e restrições na fala, compreensão e memória. No Brasil, no ano de 2013, a estimativa de pessoas com incapacidade funcional após sofrer um AVC era de 568.000 [18]. Os pacientes podem ser tratados em hospitais, centros de reabilitação ou até mesmo em casa, dependendo da severidade do AVC, .

Estudos mostram que é possível, mediante o uso de terapia adequada, aumentar o fortalecimento muscular e retornar a mobilidade de pacientes com deficiência motora,

mantendo o indivíduo ativo com o objetivo de alcançar adaptação neural ou reorganização dos caminhos neurais saudáveis, conhecida como terapia de estimulação [19, 20]. As terapias de reabilitação motora, por exemplo, envolvem principalmente o treinamento motor sob supervisão de um ou de vários fisioterapeutas com objetivo de recuperar a função do membro afetado e melhorar o desempenho na mobilidade do paciente [12]. Os benefícios funcionais das terapias convencionais que utilizam assistência manual são consideráveis, mas geram um alto custo econômico, uma vez que é necessário um nível de treinamento avançado e, muitas vezes, a participação de vários terapeutas [21].

Além da experiência de profissionais de reabilitação, na terapia também são necessárias ferramentas que permitam quantificar com precisão o estado e evolução do indivíduo. Dessa forma, métodos para automatizar o processo de reabilitação permitem a configuração características de funcionamento customizadas, dependendo do tipo de lesão do paciente, e reduzir a carga física de terapeutas e cuidadores [22, 2]. O monitoramento de forças de interação também é considerado crucial em estudos de análise da marcha humana [23]. Tais parâmetros podem fechar a malha de controle e servir como referências para a implementação de tarefas assistidas por robô [24], análise da marcha humana [25], assim como regular a impedância mecânica de atuadores [9], no caso de reabilitação assistida por sistemas robóticos.

Tais dispositivos são utilizados nos mais modernos tratamento de doenças neurológicas e as relacionadas à idade que causam restrições totais ou parciais na mobilidade de pessoas [26]. Estudos demonstram que é possível que um paciente possa controlar um dispositivo robótico, mediante o monitoramento da atividade cerebral e muscular e em conjunto com sensores e atuadores instalados em diferentes articulações do corpo humano [27, 28].

Alguns desses são capazes de guiar e restringir os movimentos do paciente, sendo um equipamento muito valioso na reabilitação motora [29]. Os resultados das pesquisas utilizando tais dispositivos são satisfatórios, em comparação com aqueles em que os pacientes apenas receberam a terapia convencional [30, 31]. Os que tiveram terapia assistida por robô em combinação com fisioterapia tradicional, por exemplo, foram mais susceptíveis à independência funcional [32, 33]. Certamente, a importância das evidências quantitativas dos resultados permite um melhor entendimento do processo de restauração motor e do comportamento do corpo humano em contato com ferramentas robotizadas [26, 32].

Um dos principais desafios nessa área é o desenvolvimento de novas abordagens de sensoriamento para superar as limitações de instalação, medição multiparamétrica e multiplexada, tamanho, sensibilidade a ruídos, resolução, deformabilidade e robustez com os sensores convencionais [24, 11, 34, 35]. Frequentemente, usam-se sensores microeletromecânicos, piezoelétricos, resistivos, capacitivos e outros de estado sólido localizados

em diferentes partes da estrutura robótica [24, 28]. Também, o sistema de atuação com características que permitem a geração de grandes torques e de baixa impedância mecânica, como os do AES fazem parte das estruturas robóticas e são instrumentados com sensores de torque, *encoders*, potenciômetros e células de carga [1].

A redução do peso e do volume de um sistema de instrumentação de um exoesqueleto é comprometida pela falta de uma tecnologia que seja capaz de monitorar ao mesmo tempo variáveis como força, torque, pressão, umidade relativa, ângulo e temperatura [29].

Nas últimas 2 décadas o crescimento do mercado dos dispositivos optoeletrônicos e de fibra ótica na indústria das telecomunicações ganhou muita relevância. Em paralelo às telecomunicações a tecnologia de sensoriamento ótico foi utilizada amplamente pela indústria, sendo que muitos dos componentes utilizados para telecomunicações frequentemente eram desenvolvidos para aplicações de sensores óticos [36]. Os sensores óticos podem ser classificados em extrínsecos e intrínsecos. Os extrínsecos podem codificar a informação em termos da frequência, da fase, da polarização, da resposta espectral e da intensidade, utilizando a fibra para guiar a luz entre a fonte e o meio a ser monitorado. Os intrínsecos utilizam a própria fibra ótica como elemento de detecção e de transmissão da informação e dependem da propagação do feixe de luz através da fibra ótica que é modulada por um efeito externo. Os sensores baseados em grades de Bragg (FBGs, do inglês, *Fiber Bragg Gratings*), são intrínsecos e permitem multiplexar vários sensores na mesma fibra. Também possuem sensibilidade inerente as deformações e mudanças de temperatura. Essas características fazem das FBGs uma tecnologia muito atrativa para aplicações em Biomecânica e Engenharia de Reabilitação, permitindo o uso de sensores óticos em estruturas rígidas e em flexíveis [37, 38], inclusive em aplicações como nos exames de imagem por ressonância magnética funcional ou naqueles com presença de motores e estruturas metálicas [39].

O uso de fibra ótica como sistema de monitoramento em exoesqueletos apresenta uma nova abordagem com diversas vantagens devido a suas características como o material de fabricação dielétrico e quimicamente inerte, que favorece o seu uso em ambientes com grande influência de ruído eletromagnético, em comparação com os sensores convencionais utilizados em exosqueletos [40].

Um dos problemas que comprometem de forma considerável a qualidade do tratamento clínico é a falta de ferramentas para avaliação regular do estado da pele e tecidos moles do paciente, já que os pacientes idosos, os acamados, os em cadeiras de rodas e os usuários de próteses ou órteses, podem apresentar ferimentos em sua pele causados pela combinação da transpiração, problemas de circulação e da aplicação de pressão constante nos mesmos locais [12]. Sem instrumentos apropriados, os terapeutas devem estar capacitados para realizar o posicionamento correto dos pacientes manualmente, levando em consideração o tipo de lesão do indivíduo e o risco de desenvolver algum traumatismo na

pele [12].

Alguns dos eventos adversos mais relevantes em decorrência do uso de exoesqueletos robóticos são contusões, vermelhidão, irritação e escaras em diferentes pontos de ancoragem do exoesqueleto [41]. Estudos científicos relatam a importância da quantificação das características relacionadas com o conforto em próteses e órteses de membro inferior [42, 43, 44]. Esse problema tem sido abordado como um evento menor, motivo pelo qual não se encontra na literatura e nem nos dispositivos robóticos comerciais uma solução para a medição do microclima na IHR. Conhecer o comportamento da pele na interface de contato de dispositivos de reabilitação e a pele do paciente pode contribuir na prevenção do desenvolvimento de feridas cutâneas [43, 45]. Essas, apresentam um dos maiores índices de ocorrência nas redes hospitalares, aumentando consideravelmente os custos e a duração dos tratamentos clínicos [46].

Este trabalho apresenta o desenvolvimento, a caracterização e a validação de sensores baseados em FBG para monitoramento de variáveis de uso comum na robótica de reabilitação como o torque e o ângulo nas articulações de um exoesqueleto, assim como de parâmetros de conforto como temperatura e umidade relativa nas interfaces entre o um dispositivo e o usuário. Tais variáveis podem ser medidas pelo uso de apenas uma fibra ótica com várias FBGs instaladas em diferentes pontos do exoesqueleto.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento de sensores óticos para aquisição de forças de interação, ângulos e microclima para o uso em exoesqueletos robóticos e na IHR.

Para atingir esse objetivo é preciso estabelecer os seguintes objetivos específicos.

1. Estudar como isolar os parâmetros de interesse força de interação, cinemática e microclima a partir de sensores baseados em FBG.
2. Implementar uma análise através do processo baseado no Método de Elementos Finitos (MEF) para definir a localização de sensores de deformação na mola do atuador elástico em serie (AES).
3. Desenvolver, caracterizar e validar sensores para medição de torques e ângulos na mola de um AES.
4. Desenvolver métodos de compensação de efeitos cruzados para sensores multiparamétricos baseados em FBGs.
5. Projetar e caracterizar um sensor de umidade baseado em FBG utilizando o revestimento com Poliimida.

6. Implementar e validar uma plataforma para medição de microclima na IHR.

1.3 Contribuições

Considerada como a contribuição mais relevante desta Tese de Doutorado, está a fabricação, caracterização e validação experimental de sensores óticos baseados em FBGs em uma plataforma para a medição dos parâmetros de microclima nos principais pontos de ancoragem entre um usuário e um exoesqueleto robótico. Os novos sensores, disponibilizam dados essenciais que permitem uma avaliação quantitativa que complementa os procedimentos de prevenção de úlceras na pele praticados por fisioterapeutas e cuidadores de pacientes e usuários de dispositivos robóticos para reabilitação da marcha. Pelo objetivo do presente estudo e a metodologia utilizada, os sensores desenvolvidos disponibilizam um recurso interessante, porém, ainda preliminar como gerador de dados para estudos por melhores formas de avaliação do microclima.

Foi proposto também um sistema de instrumentação baseado em FBGs gravadas em fibras de sílica, para serem usados no atuador de um dispositivo robótico para a medição de torque e ângulo. Constatou-se que os sensores desenvolvidos apresentaram resultados bastante satisfatórios, permitindo a captura dessas variáveis nos movimentos de flexão e extensão durante o uso da plataforma desenvolvida.

A compactação e facilidade de instalação da instrumentação nesses dispositivos em relação ao seu peso, tamanho e eficiência é considerável, já que apenas uma fibra ótica de sílica com várias FBGs permite quantificar o torque, o ângulo, a temperatura e a umidade relativa. Em comparação com os sensores convencionais, os quais precisam de calibração constante e apresentam limitação para seu uso em ambientes com influência de interferências eletromagnéticas, os sensores desenvolvidos nesta Tese podem ser utilizados em diversos ambientes que não precisem de uma estrutura específica para garantir o seu correto funcionamento, assim como no próprio exoesqueleto e nas proximidades de motores e atuadores eletromecânicos.

O sistema de instrumentação multiparamétrico e multiplexado provê uma nova abordagem de monitoramento orientada na redução do peso, do volume e na integração de sensores ao medir diferentes variáveis utilizando uma mesma tecnologia.

O trabalho apresentado nesta Tese originou os seguintes artigos científicos em periódicos:

1. **Manuel R. A. Sanchez**, Arnaldo G. Leal-Junior, Marcelo V. Segatto, Carlos Marques, Wilian M. dos Santos, Adriano A. G. Siqueira, and Anselmo Frizera, "*Fiber Bragg grating-based sensor for torque and angle measurement in a series elastic actuator's spring*," Appl. Opt. 57, 7883-7890 (2018).

1. **Manuel R. A. Sanchez**, Camilo Rodriguez, Adilson Prado, Marcelo V. Segatto, and Anselmo Frizera, "*FBG-based sensor for lower-limb microclimate monitoring*, **Em processo de ser submetido**

Outros trabalhos foram publicados como consequência da interação com outros pesquisadores durante o desenvolvimento da pesquisa.

1. Arnaldo G. Leal-Junior, Anselmo Frizera, Carlos Marques, **Manuel R.A. Sánchez**, Thomaz R. Botelho, Marcelo V. Segatto, Maria José Pontes, *Polymer optical fiber strain gauge for human-robot interaction forces assessment on an active knee orthosis*, Optical Fiber Technology, 1068-5200, 2018.
2. Arnaldo G. Leal-Junior, Anselmo Frizera, Carlos Marques, **Manuel R. A. Sánchez**, Wilian M. dos Santos, Adriano A. G. Siqueira, Marcelo V. Segatto, and Maria José Pontes, "*Polymer Optical Fiber for Angle and Torque Measurements of a Series Elastic Actuator's Spring*," J. Lightwave Technol. 36, 1698-1705 (2018).

1.4 Organização do Texto

Este documento é organizado em 5 Capítulos. Neste capítulo foi apresentada a motivação, os objetivos principais e as contribuições da Tese.

O Capítulo 2 apresenta uma introdução aos exoesqueletos robóticos e suas aplicações. Também são apresentados os parâmetros a serem medidos e os sensores utilizados convencionalmente. Nesse capítulo também é realizada uma revisão dos conceitos básicos de sensoriamento com FBGs e dos métodos de incorporação e revestimento dessas, focando nas variáveis estudadas nesta Tese.

No Capítulo 3 é apresentada a proposta do sistema de medição para o torque e o ângulo. Primeiro a simulação do seu princípio de funcionamento e, posteriormente, a fabricação e a configuração utilizada para a caracterização. O resultado da fabricação de dois sensores instalados na mola de torção é apresentado, comparando o seu desempenho com os sensores convencionais utilizados em aplicações similares.

No Capítulo 4 são apresentados os materiais e os métodos para o desenvolvimento de um sensor ótico na medição de microclima, os resultados da caracterização e da validação prática de tal sensor.

Finalmente, o Capítulo 5 apresenta as conclusões e os trabalhos futuros desta Tese de Doutorado.

2 Embasamento Teórico

Introdução

Um exoesqueleto robótico é um tipo de robô vestível em que a sua estrutura coincide com uma ou várias articulações do corpo humano em que podem ocorrer um conjunto de movimentos direcionados a aumentar as capacidades de uma pessoa saudável, auxiliar na reabilitação de pacientes com limitações leves ou severas de mobilidade e ainda contribuir no estudo das variáveis cinemáticas envolvidas durante a marcha humana [47]. Os exoesqueletos podem ser desenvolvidos para os membros superiores e inferiores ou especificamente para alguma articulação do corpo [48]. Também podem agrupar-se em dispositivos de assistência e aumentativos.

Um exoesqueleto aumentativo, por exemplo, permite a uma pessoa aumentar suas capacidades físicas, habilitando a mesma a carregar objetos pesados, reduzindo o esforço sobre seu próprio corpo [49]. Por outro lado, na reabilitação, permite a estimulação do córtex motor, promove a plasticidade neuronal e permite a customização de atividades específicas auxiliando a equipe médica durante a realização da terapia. [50, 51]. Adicionalmente, sensores instalados no usuário e no exoesqueletos permitem a identificação da intenção de movimento e das fases da marcha humana, por exemplo, mediante a obtenção de ângulos e torques nas articulações, das forças de reação com o solo [52, 53] assim como de sinais cerebrais e musculares mediante o uso de electroencefalografia e electromiografia, respectivamente [43, 2, 23].

Neste capítulo são apresentados os conceitos, parâmetros de medição e sensores convencionais utilizados em exoesqueletos robóticos para reabilitação. Também, os sensores com capacidade de medição multiparamétrica são abordados, focando nos sensores baseados em FBGs. Finalmente, são apresentadas algumas técnicas em que revestimentos com polímeros permitem a medição de umidade com sensores baseados em FBGs.

2.1 Exoesqueletos robóticos na reabilitação de membros inferiores

O dispositivo robótico para reabilitação de membros inferiores é capaz de aprimorar as atividades durante a terapia de reabilitação de pacientes com lesões na medula espinhal, mediante a automação eficiente e precisa de um conjunto de treinamentos que tenha ênfase no incremento progressivo da dificuldade em que é necessária a repetição de movimentos [33]. Estudos mostram que a terapia de estimulação motora, mediante movimentos repetitivos, auxilia os pacientes a reaprender como movimentar uma extremidade ou caminhar [54, 31,

12]. Automatizar movimentos repetitivos pode contribuir consideravelmente na redução do esforço físico intenso dos terapeutas, os quais devem suportar muitas vezes manualmente o peso das pernas e o tronco do paciente durante algumas fases da terapia [47, 55].

Para os casos de pacientes com lesões severas, como as da medula espinhal, o terapeuta ou o robô devem conduzir totalmente o movimento do membro afetado [29, 56]. Dependendo do tipo de lesão, o próprio paciente poderá utilizar as suas capacidades residuais para movimentar o membro, tornando necessário que o dispositivo robótico possua a tecnologia apropriada para capturar, amplificar e executar forças compatíveis com as de uma pessoa sem patologias de mobilidade [27, 57, 28]. Dessa forma, os exoesqueletos podem contribuir na restauração da funcionalidade residual, mediante o treinamento na articulação que possua restrição à mobilidade ou atuando diretamente para corrigir uma disfunção específica [47]. Avaliações quantitativas do desempenho de exoesqueletos para reabilitação são analisados em [58, 51].

Os avanços em tecnologias de atuação, alimentação e de sensoreamento permitiram a ascensão dos exoesqueletos para reabilitação, que se tornaram mais eficientes e sofisticados. No entanto, devem superar alguns desafios como a redução no volume, o peso e a energia que o usuário gasta enquanto veste o exoesqueleto e simplificar a conexão entre os atuadores e sensores [59]. Também é necessário diminuir o consumo de energia para o funcionamento do exoesqueleto, uma vez que essa é uma das limitações para tornar a tecnologia totalmente vestível [54].

Entretanto, o conceito de vestibilidade na robótica não implica necessariamente que o robô é de uso ambulatorio, portátil ou autônomo [26]. É pouco comum encontrar robôs completamente vestíveis. Um dos motivos é a necessidade de desenvolvimento de atuadores leves e com alta densidade de potência, assim como de sistemas eficientes de alimentação de potência elétrica [60, 27, 48, 9, 61].

Pesquisadores da Universidade de Twente, nos Países Baixos, desenvolveram um dispositivo robótico para a reabilitação em pacientes com lesão na medula espinhal. O exoesqueleto, denominado LOPES, possui três atuadores do tipo AES sendo dois no quadril e um no joelho [1]. A Figura 1 apresenta a estrutura do LOPES. Os atuadores desenvolvidos nesse exoesqueleto contribuíram para a redução do peso, a segurança do usuário e a eficiência em geração de torque.

O Lokomat é um dos robôs para reabilitação que já é comercial e que atua no treinamento da marcha humana, ver Figura 2. Ele possui uma esteira ergométrica e propõe suportar total ou parcialmente o peso do paciente enquanto este realiza atividades associadas com a marcha humana, permitindo que os pacientes repitam de forma homogênea e intensiva os ciclos da marcha. Esse dispositivo contribui com uma melhora quantitativa em relação à execução de vários parâmetros da marcha humana quando comparado com uma terapia convencional [62].

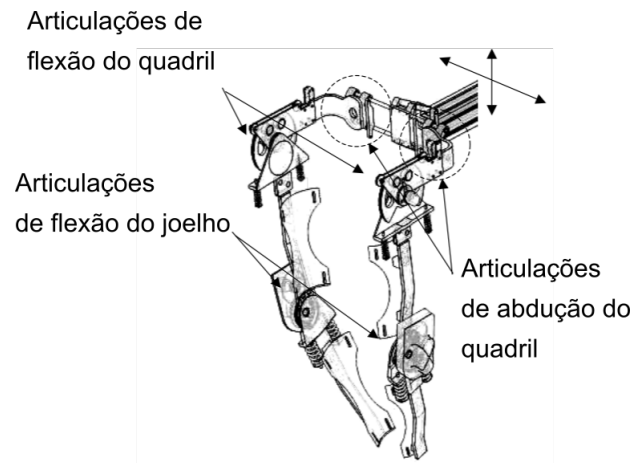


Figura 1 – Exoesqueleto para reabilitação da marcha humana LOPES. Adaptado de [1].



Figura 2 – Dispositivo de Reabilitação Lokomat®(Hocoma, Suíça)

Tanto o Lokomat quanto o LOPES utilizam cintos macios de tamanho ajustável na ancoragem do exoesqueleto no usuário. Essa abordagem é funcional, aumenta de forma customizada a área de interação com o usuário e demonstra ser ergonômica [63].

O Nucleo de Tecnologia Assistiva (NTA) da UFES desenvolveu uma órtese que atua na reabilitação do membro inferior ou uma junta específica. O ALLOR (*Advanced Lower-Limb Orthosis for Rehabilitation*), ver Figura 3, é uma órtese de baixo custo para a perna esquerda contando com três articulações em sua estrutura física: uma ativa no joelho, uma passiva no quadril a qual é responsável por interligar a coxa com a estrutura de apoio no quadril do paciente e uma passiva no tornozelo, totalizando 3 graus de liberdade [23].

Essa órtese conta basicamente com 4 tipos de sensores: uma touca com eletrodos



Figura 3 – Exoesqueleto de membro inferior, ALLOR (UFES, Brasil)[2].

instalados na cabeça do usuário para captura e análise da intenção de movimentos, sensores de força instalados na estrutura da articulação, um *encoder* rotatório incremental, uma palmilha instrumentada para detecção das fases da marcha e eventualmente sensores inerciais também para análise da marcha.

Pesquisadores do Laboratório de Reabilitação Robótica da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC-USP) desenvolveram um exoesqueleto modular para reabilitação de membro inferior [64]. Esse dispositivo permite a operação ativa acoplando atuadores nas articulações, e passiva utilizando molas e amortecedores que são capazes de armazenar e liberar energia dependendo da necessidade durante a reabilitação da marcha humana. Também desenvolveram um exoesqueleto de membro inferior que utiliza um AES capaz de executar com precisão torques compatíveis com os da marcha humana natural. Na Figura 4, apresenta-se o usuário vestindo o exoesqueleto durante a caracterização do atuador.

2.1.1 Atuadores

Alguns estudos sobre exoesqueletos para membros inferiores e de corpo completo, utilizando atuadores pneumáticos ou eletromecânicos, são apresentados em [47, 61]. Entretanto, os sistemas de atuação também passaram por uma modernização visando ser mais eficientes, compactos e funcionais. Algumas pesquisas apresentam resultados em que o desempenho de atuadores se torna mais eficiente mediante o uso de controladores de impedância mecânica, que permitem configurar de forma customizada a rigidez do atuador [3, 65]. Em [66] foi desenvolvida uma guia que permite selecionar o atuador adequado para



Figura 4 – Atuador elástico em serie fixado na órteses de joelho, (USP-São Carlos, Brasil) [3].

atingir um melhor desempenho nos sistemas de controle, mediante a geração de torques maiores e com melhor precisão.

O uso de atuadores do tipo AES é relevante na literatura por contribuir na segurança do usuário, na geração precisa de torques e por permitir um comportamento bidirecional pelo uso de elementos elásticos que armazenam energia mecânica. Também, permitem estimar o torque de saída diretamente pela deformação da mola de torção, evitando o uso de sensores de torque tradicionais, de forma que se simplifique e reduza a instrumentação do atuador e o exoesqueleto [35].

O exoesqueleto precisa também de um sistema de sensoreamento que integre, idealmente, a maior quantidade de variáveis cinéticas, cinemáticas e de conforto em um mesmo padrão para monitoramento, já que atualmente são utilizados diferentes tecnologias na instrumentação [34]. A incorporação de sensores capazes de medir variáveis como umidade relativa, temperatura, força, pressão, posição, aceleração e velocidade pode trazer vantagens como: permitir a realização de uma análise quantitativa e qualitativa mais detalhada do progresso do paciente, reduzir o peso do sistema de sensoreamento e o estudo de novas abordagens na interação humano-robô.

Na seção 2.2 serão apresentadas as tecnologias utilizadas para o monitoramento de variáveis envolvidas durante o uso de exoesqueletos de membro inferior.

2.2 Sensores convencionais na robótica de reabilitação

A quantificação da interação entre o usuário e um exoesqueleto robótico pode ser baseada no uso de uma ampla variedade de sensores, atuadores e mecanismos de controle durante a execução de uma ação que forneça informação para o sistema de controle, no caso dos exoesqueletos ativos [43].

A análise dos movimentos do usuário de um exoesqueleto revela-se complexa devido

ao grande número de graus de liberdade nas diferentes articulações do corpo [67]. De modo geral, um membro inferior humano pode ser considerado como uma estrutura com 7 graus de liberdade, sendo: três graus no quadril, um no joelho e três no tornozelo [60].

Atualmente, dependendo da aplicação, um sistema de instrumentação para exoesqueletos robóticos pode utilizar métodos diretos ou indiretos para sensoreamento. Os indiretos como os sensores baseados em visão computacional e marcadores infravermelhos [68, 69] são considerados o padrão ouro pela sua precisão e confiabilidade. Os métodos diretos, utilizam sensores inerciais [70, 25], *encoders* para detectar o movimento de rotação em um eixo [60, 9], sensores de força instalados em palmilhas e atuadores [23], os de temperatura e de umidade relativa para avaliação de conforto [43], e os de pressão na segurança da interface entre o usuário e o robô [63].

2.2.1 Torque e força

Exoesqueletos como o LOPES, o Lokomat e o ALLOR, precisam estimar o esforço do usuário e sua interação com o robô, como requisito pelo sistema de controle para gerar forças, torques, assistir os movimentos em um membro específico, em caso de lesões severas [53], e para garantir a segurança do usuário [23].

Como elementos de medição de força, são convencionalmente empregados sensores baseados em células de carga [49, 2], piezoelétricos [71], capacitivos, piezo-resistivos [72] e resistivos. Esses, permitem a identificação das fases da marcha [23] e a quantificação das forças de reação com o solo ao caminhar [73, 43].

As células de carga são uma tecnologia amplamente estudada e testada. Oferece uma boa precisão e sensibilidade [47, 74]. Geralmente incorporam um ou vários extensômetros para medição de deformação em estruturas mecanicamente rígidas, forças de contato e torque nas articulações de um exoesqueleto. As principais desvantagens são sua fragilidade, sensibilidade a variações de temperatura e instabilidade a longo prazo [24].

Os piezoelétricos, apesar de permitirem a incorporação em estruturas devido a sua rigidez, são utilizados principalmente no monitoramento dinâmico de forças, uma vez que a tensão gerada pelo material piezoelétrico diminui rapidamente após a aplicação da força [47].

Os capacitivos, possuem boa repetibilidade e durabilidade. Apesar disso, a medição é realizada em pontos específicos, requerendo o uso de um conjunto de sensores para analisar o comportamento em uma área maior. Também ocupam uma área considerável e são influenciados por interferências eletromagnéticas do entorno no qual a medição é realizada [68].

Os sensores de força resistivos também são soluções encontradas comumente em dispositivos para reabilitação motora devido ao seu tamanho reduzido e facilidade de

incorporação. No entanto, esses precisam de calibração para garantir a repetibilidade na captura de força e também são influenciados por interferências eletromagnéticas [75].

A pesquisa neste campo é uma atividade contínua, uma vez que os sistemas e métodos de detecção e quantificação de forças possuem limitações em relação à usabilidade e aplicabilidade, quando utilizados com dispositivos para reabilitação da marcha ou em entornos com altos índices de interferências eletromagnéticas.

2.2.2 Ângulo

A maioria das estruturas dos exoesqueletos para reabilitação são antropomorfas, isso quer dizer que os eixos de rotação do robô coincidem com os eixos das articulações do usuário [76, 22]. O monitoramento da posição angular é considerado fundamental na reabilitação motora e existe uma ampla variedade de dispositivos utilizados para esse fim incluindo *encoders* incrementais, sensores magnéticos, potenciômetros, eletro-goniômetros e sensores inerciais [47].

Os sensores inerciais podem conter acelerômetros, giroscópios e magnetômetros micro-electromecânicos e são comumente utilizados para detecção das mudanças de velocidade, posição e orientação [77, 25]. Atualmente essa tecnologia permite a conexão sem fio e frequências de aquisição na ordem de kHz , trazendo vantagens consideráveis como a portabilidade e o baixo custo de implementação, em comparação com as tecnologias consideradas padrão ouro, como as baseadas em marcadores infravermelhos e fotogrametria [78, 79].

As interferências eletromagnéticas, dependendo do ambiente onde é utilizado o sensor inercial, podem causar desvios por perturbações eletromagnéticas sendo necessária a implementação de algoritmos de calibração ou fusão de dados para garantir sua confiabilidade [70, 25, 80], assim como priorizar a aplicação em ambientes estruturados.

Os *encoders* e os potenciômetros, são amplamente utilizados para medição de ângulo entre as articulações [43, 57, 2, 81]. Os *encoders* estão localizados próximos ao atuador e permitem também a estimativa do torque [3], da velocidade e da posição da articulação [11]. Apesar da alta linearidade que apresentam, tanto os *encoders* como os potenciômetros exigem de uma instalação precisa para reduzir erros por desalinhamento mecânico. Também, erros causados por ruído no sinal do potenciômetro podem ser corrigidos utilizando algoritmos de calibração [43].

2.2.3 Conforto nas interfaces humano-robô

Uma vez que a superfície da pele é coberta com qualquer elemento, independente do material, as condições de temperatura e umidade podem sofrer alterações [82]. Assim, quando um usuário veste um dispositivo para assistência, as condições climáticas da pele

podem mudar pela transmissão de cargas entre esse dispositivo e o corpo ou pelo uso de atuadores [83]. As mudanças na umidade relativa, a temperatura e a taxa de suor são de grande importância para o estudo do conforto [84].

O microclima, definido como o clima em um ambiente local (a superfície da pele) que difere do ambiente contíguo, pode ser medido em dispositivos para reabilitação, macas e cadeiras de rodas, é um fator de grande importância para evitar a aparição de úlceras na pele [85, 41]. Os sensores para monitoramento de parâmetros de microclima podem fornecer as magnitudes das variáveis mencionadas anteriormente com o objetivo de alertar a equipe médica e evitar lesões na pele do usuário, conhecido como um dos riscos durante o uso de exoesqueletos de membro inferior [46, 41].

Duas configurações de medição permitem quantificar a umidade da pele como sendo a câmara aberta e a câmara fechada. Na primeira, o orifício inferior fica em contato com a pele e o superior funciona como um exaustor, ver Figura 5 (a). Nessa configuração as medidas de umidade perto da pele podem ser alteradas pela entrada de ar proveniente do orifício superior. Por outro lado, na câmara fechada, ver Figura 5 (b), o vapor de água proveniente da pele permanece no interior da câmara, causando um aumento da umidade relativa.

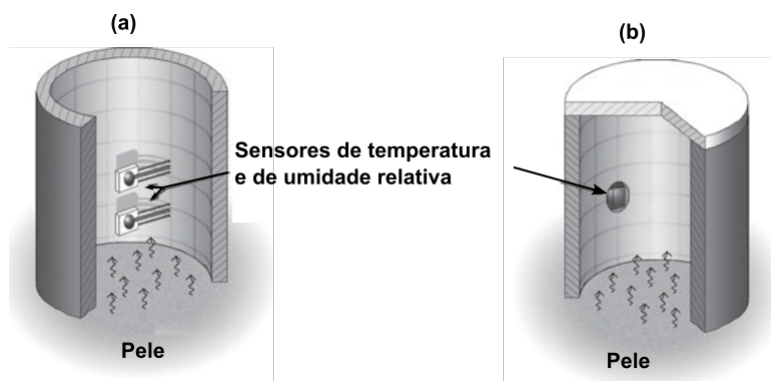


Figura 5 – Ilustração da configuração em: (a) câmara aberta e (b) câmara fechada. Adaptado de [4].

Essas duas configurações podem utilizar sensores capacitivos de alta resolução e tamanho reduzido, permitindo a incorporação em estruturas como as braçadeiras de suporte dos exoesqueletos robóticos. No entanto, atualmente é pouco conhecido o comportamento de microclima na ancoragem em exoesqueletos, em parte devido à falta de uma abordagem apropriada de instrumentação para tal aplicação [44].

Outra variável que também influencia a formação de úlceras na pele e que compromete o conforto do usuário é a pressão [46]. Exoesqueletos como o LOPES e o Lokomat utilizam, nos pontos de ligação ao usuário, correias de tamanho ajustável que se adaptam ao usuário. No entanto, essa configuração não possui nenhum tipo de quantificação da pressão nesses locais. Sensores podem ser instalados nos pontos de ancoragem de um

exoesqueleto de membro inferior, como em [63]. A instrumentação de correias de fixação é capaz de fornecer medidas confiáveis, repetitivas e precisas nas áreas de contato como no quadril, na canela, na coxa e no tornozelo.

Entretanto, uma configuração para medição em todos os locais de contato junto com o sistema de instrumentação já estabelecido em exoesqueletos robóticos, aumenta consideravelmente a complexidade, o volume e peso. O sensoreamento multiparamétrico e multiplexado é uma necessidade conhecida na terapia assistida por robô [11] e que atualmente as tecnologias convencionais não podem satisfazer.

2.3 Sensoreamento multiparamétrico com fibras óticas

Sensores óticos possuem um alto potencial e vantagens comprovadas em comparação com os sensores convencionais utilizados em aplicações biomédicas e biomecânicas [24]. A eficácia do uso de sensores óticos para monitoramento médico também é comprovada e conhecida na literatura, principalmente devido a sua imunidade as interferências eletromagnéticas, inércia química, e dependendo o tipo de sensor, da capacidade de medição multiplexada e multiparamétrica [86]. Atualmente as pesquisas, na área de sensores, buscam diversificar as aplicações com sensores óticos, superando as limitações dos sensores convencionais, que em alguns anos permitirá que sejam também compatíveis economicamente com as tecnologias já estabelecidas [87].

Por definição, uma fibra ótica é um guia de onda cilíndrico composto por um núcleo (responsável pela propagação da luz), uma casca ou camada de refração que possui índice de refração menor do que o núcleo e um revestimento para proteção mecânica [36].

O princípio de funcionamento dos sensores óticos baseia-se na modulação da luz guiada por fibra ótica e produzida por alguma das propriedades óticas (fase, modulação, intensidade, comprimento de onda ou polarização) [88].

2.3.1 Modulação de intensidade

Esta categoria agrupa sensores óticos cujo princípio baseia-se nas perdas de sinal na fibra ótica ocasionadas pela variável monitorada. A atenuação no sinal pode ser provocada por espalhamento, absorção ou pela ação de uma força externa. Em [87] são descritos os principais mecanismos que induzem e produzem mudanças na intensidade do sinal propagado, como são micro-deformações, campos evanescentes e acoplamento entre fibras.

A maioria das técnicas de monitoramento de intensidade foram desenvolvidas para serem utilizadas em fibras óticas de sílica. Embora uma linha alternativa de sensores de fibra ótica em desenvolvimento nas últimas décadas, utiliza o plástico como material de fabricação. As características são os altos limites de tensão elástica, alta resistência à

fratura, baixo custo de fabricação e potenciais sensibilidades térmicas negativas [89].

Diversos sensores desenvolvidos com fibras óticas poliméricas (POF, do inglês, *Polymer Optical Fibers*), e utilizando um ou vários dos mecanismos mencionados anteriormente são utilizados em aplicações como em ortoses e exoesqueletos [35, 90], em atuadores do tipo AES [91, 92] e em análise da marcha humana [93, 94] de forma direta e indireta. No entanto, esses apresentam algumas desvantagens como são a dificuldade de obter FBGs com boa linearidade em aplicações dinâmicas, onde o efeito da temperatura gera m

Entre as diferentes técnicas de detecção da fibra ótica, o monitoramento do comprimento de onda também possui características intrínsecas que possibilitam o sensoreamento multiparamétrico. Em comparação com os baseados na modulação de intensidade, esses possuem perdas muito baixas e os dados são uma quantidade absoluta que permite sua recuperação mesmo que o sinal seja temporariamente interrompido [95].

2.3.2 Sensores baseados em FBGs

Uma das principais vantagens dos sensores baseados no monitoramento do comprimento de onda é a saída da variável monitorada como um parâmetro absoluto, codificado diretamente no comprimento de onda do sensor, não dependendo da intensidade da luz, das perdas de acoplamento e nem de conectorização [96].

O princípio de funcionamento do sensor baseado em FBG, encontra-se no monitoramento do deslocamento no comprimento de onda do sinal de Bragg refletido. Graças a esse princípio é possível medir uma ampla gama de variáveis, como por exemplo, temperatura [97, 98], deformação [99, 100, 97, 101], pressão [102], força ou torque [103, 104, 91], umidade [105, 106].

Adicionalmente, FBGs permitem a integração com a internet das coisas (IoT, do Inglês, *Internet of Things*), como em uma arquitetura de sensoreamento ótico não invasivo que se adapta á sola de um sapato para realizar a supervisão da distribuição do peso durante a marcha [107]. O uso de redes de sensores permite registrar o estado fisiológico do paciente, mediante o monitoramento da respiração e da atividade cardíaca durante as terapias trazendo valores quantitativos importantes para o conhecimento do comportamento humano [47].

Uma FBG pode ser definida como uma microestrutura periódica, inscrita no núcleo de uma fibra ótica, capaz de causar modulação no índice de refração da fibra [108]. A modulação do índice de refração é possível pela gravação de uma estrutura nanométrica, cujas propriedades típicas permitem quantificar mudanças térmicas e de deformação em todos os locais da fibra possuam uma FBG. Devido à periodicidade da grade, comprimentos de onda específicos podem ser filtrados quando a luz é transmitida no núcleo da fibra. Dessa forma, a grade reflete parte da luz incidente e transmite a maior parte, atuando

como um filtro seletivo. O comprimento de onda do modo refletido, ou comprimento de onda de Bragg, pode ser obtido a partir da seguinte equação de primeira ordem [108]:

$$\lambda_B = 2\Lambda n_{eff}, \quad (2.1)$$

λ_B é o comprimento de onda refletido, n_{eff} é o índice de refração efetivo da fibra, Λ é o período de modulação do índice de refração no núcleo da fibra. Na Figura 6, apresenta-se uma FBG, em que é possível identificar o sinal de entrada, o sinal refletido e as características da grade.

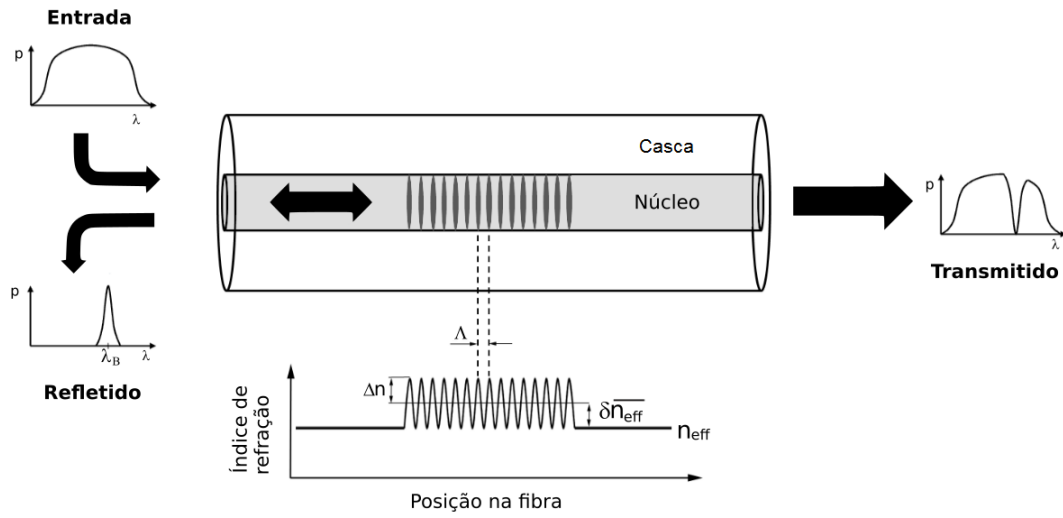


Figura 6 – Diagrama de uma grade de Bragg. Adaptado de [5].

As FBGs podem ser fabricadas por técnicas interferométricas e não interferométricas que utilizam um padrão de radiação ultra violeta (UV). Em 1978 foi apresentado o método de gravação interna, uma perturbação permanente do índice de refração ao longo de uma fibra ótica foto-sensível pela exposição constante, do núcleo dopado com germânio, a um padrão de interferência composto pela propagação de modos opostos de um laser de argônio em 488 nm [109].

Em 1989, foi demonstrado o método de fabricação externo holográfico transversal [110]. Esse, iluminava o núcleo desde um lado da fibra, utilizando radiação UV coerente em 244 nm. A gravação da grade acontece pela exposição de uma seção do núcleo a um padrão de interferência composto por dois feixes coerentes, em que o período da grade está determinado pelo comprimento de onda do laser incidente e o ângulo entre os feixes. Esse método, conhecido como a técnica de holografia transversal, apresentou maior eficiência e flexibilidade quando comparado com a técnica anterior, devido a que as grades podem ser customizadas mediante o controle do ângulo e o desfaseamento entre os feixes.

Os métodos mencionados anteriormente foram substituídos pela técnica de máscara de fase pois facilita o desenvolvimento de FBGs com diferentes características de inclinação e comprimento [108]. Essa, utiliza uma placa fina de substrato de sílica que permite a passagem da luz ultravioleta, a qual é gravada utilizando técnicas de fotolitografia. A máscara de fase com um período predeterminado é colocada em frente da saída da fonte de um laser de Argônio. Uma vez o feixe atravessa a máscara é dividido em dois outros feixes de igual potência devido ao efeito de difração [111]. Através de dois espelhos, os feixes são direcionados para a região da fibra ótica onde será feita a gravação da FBG.

O método de inscrição plano a plano, que atualmente pode utilizar um laser de femto-segundo, permite realizar a gravação de conjuntos de grades de alta qualidade em fibras de sílica e nas poliméricas de baixa perda, cíclicas e transparentes (CYTOP, do inglês *Cyclic, Transparent, Optical Polymer*) [112, 92, 113] evidenciando ser um método promissório, eficaz e energeticamente eficiente.

O princípio de funcionamento da grade de Bragg para fins de sensoreamento de grandezas físicas é baseado no fato do comprimento de onda de Bragg sofrer variação devido a alteração do período da grade causada pela temperatura ou deformação da fibra [98].

A quantificação da variação no comprimento de onda de Bragg, $\Delta\lambda_B$, é dada pela seguinte equação:

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B[(1 - P_e)]\varepsilon_Z + ((1 - P_e)\alpha_T + \alpha_n)\Delta T. \quad (2.2)$$

O coeficiente efetivo de fotoelasticidade é $P_e = n_{eff}^2[P_{12} - \nu(P_{11} + P_{12})]/2$, ν é a razão de Poisson, P_{11} e P_{12} os coeficientes de fotoelasticidade, ε_Z é a tensão axial na fibra, α_T é o coeficiente de expansão térmica do material da fibra ótica, α_n é o coeficiente termo ótico na fibra, e ΔT representa as variações de temperatura [108].

O espectro do sensor baseado em FBG é comumente monitorado utilizando uma configuração com um analisador de espectro ótico (OSA) ou com um interrogador próprio para FBGs. A primeira, baseia-se no uso de uma fonte de grande largura espectral, um circulador ótico ou um acoplador ótico direcional. Por outro lado, com a configuração que utiliza o interrogador ótico é possível monitorar vários canais, com frequências de aquisição que podem variar de 1 até milhares de Hertz. Novas técnicas são encontradas em trabalhos recentes, mediante abordagens como o uso de interferômetros de Fabry-Perot para monitoramento de temperatura[114] e pressão [115].

O sensoreamento com fibras óticas muitas vezes precisa do encapsulamento e da incorporação dessas em estruturas que permitam a proteção mecânica das fibras [116], aumento da área de sensível [117, 118, 119] ou a medição de parâmetros de umidade relativa [120, 121]. A seguir são apresentados alguns métodos que permitem a incorporação e o encapsulamento de FBGs voltado para aplicações em exoesqueletos robóticos.

2.4 Revestimento de fibras óticas com polímeros

FBGs utilizam a tensão mecânica na fibra como um dos princípios para mensurar variáveis como: pressão, força, torque, nível de líquidos e umidade relativa [24, 107, 122]. Uma das vantagens dos sensores óticos é seu tamanho reduzido, ideal para sua incorporação e fixação superficial em diferentes materiais [123]. No entanto, as fibras óticas de sílica, devido à sua estrutura fina e flexível, são susceptíveis a sofrerem danos por causa da tensão de cisalhamento, contato com superfícies sólidas ou durante o seu manuseio [124].

O material usado para o revestimento ou encapsulamento da fibra, vai interferir na resposta ou na sensibilidade do sensor, por exemplo, aumentando a condutividade térmica entre o objeto de medição e o meio externo [98] ou reduzindo o impacto das deformações na fibra [125]. Comparado com materiais metálicos, comumente utilizados no encapsulamento de sensores óticos baseados em FBG, os polímeros trazem vantagens como a resistência a corrosão, peso reduzido, durabilidade e inércia química [126].

Com o objetivo de fornecer proteção mecânica, tradicionalmente as fibras de sílica são revestidas com um ou vários polímeros, aumentando a sua resistência e facilitando sua manipulação [127]. O uso de polímeros como revestimento para FBGs é cada vez mais investigado e implementado, devido às vantagens intrínsecas desse material, permitindo em diferentes aplicações seu uso como adesivos, filmes, recobrimentos e membranas, aumentando a sensibilidade na medição de temperatura e deformação e controlando o tempo de resposta do sensor [128].

Assim, é possível pela interação entre o polímero e a FBG, aumentar a área sensível como, por exemplo, no desenvolvimento de sensores de pressão semi-distribuídos, os quais incorporam FBGs em peças fabricadas mediante impressão 3D [6, 119]. Nesse caso, a pressão é calculada mediante a análise da força aplicada em relação à área total do objeto [129].

Também, resinas poliméricas podem servir como revestimento de fibras óticas. Essas podem funcionar como transdutor para converter a variação de umidade relativa em uma perturbação mecânica, permitindo a medição da quantidade de água contida em um sólido, como nas referências 130, 105, 121, em que as mudanças na umidade relativa do ambiente podem ser quantificadas a partir da expansão de volume do polímero em contato com a FBG. A versatilidade da fibra ótica integrada em um polímero permite ainda o uso de sensores em aplicações para detecção de gases ou na medição da acidez de soluções aquosas [128].

Como apresentado na seção anterior, a FBG é sensível a efeitos de deformação e temperatura. Devido ao uso de diferentes materiais para o revestimento da fibra o coeficiente de elasticidade da equação 2.2, é influenciado pelas características do material usado no revestimento.

Os principais materiais para revestimento de fibras óticas na medição de umidade na última década são apresentados em [105], apresentando a tendência do uso da PI para medição de deformação com FBGs.

Atualmente são vários os tipos de polímeros para o encapsulamento de fibras óticas, porém só o polilático (PLA, do inglês *Polylactic Acid*) é biodegradável e emite menos partículas potencialmente perigosas, em comparação com o ABS, um dos polímeros mais utilizados na impressão 3D [131].

Graças ao encapsulamento, o comportamento da FBG sob o efeito da pressão pode ser analisado, como apresentado na parte esquerda da equação 2.2:

$$\frac{\Delta\lambda}{\lambda} = (1 - Pe)\varepsilon = K_\varepsilon\varepsilon, \quad (2.3)$$

ε representa a deformação, Pe é a constante fotoelástica e K_ε é o coeficiente de deformação. Na referência 108 é definido o termo $(1 - Pe)$ em aproximadamente 0,78 para o caso em que a FBG é submetida a tensões axiais de $1\mu\varepsilon$. O *microstrain* ($\mu\varepsilon$), é a unidade de medida de tração e é definida como a tração que produz uma deformação de uma parte por milhão, por exemplo, se a seção da fibra submetida a tração é de 20 cm e a deformação total é de 100μ m, a tração máxima será: $100\mu \text{ m} / 0,2 \text{ m} = 555\mu\varepsilon$ [132].

2.4.1 Polilático

O polilático, mais conhecido como PLA é um polímero biodegradável frequentemente usado no desenvolvimento de peças que possuem propriedades térmicas e mecânicas bem definidas. Esse polímero experimenta mudanças físicas tanto pelos efeitos da temperatura quanto pela força aplicada [133].

Para a incorporação de uma fibra ótica com uma FBG, em uma peça fabricada com um polímero, torna-se necessário modelar o comportamento do material para garantir a integridade da fibra no seu interior [134]. A peça fabricada pode ganhar múltiplas formas, dependendo da necessidade e do local de medição. É possível, por exemplo, utilizar esse tipo de sensor no desenvolvimento de instrumentos para medição de aceleração e de pressão [135].

Recentemente, os sensores baseados em FBG, começaram a incorporar peças fabricadas mediante impressão 3D [123, 135, 136], usando modelagem por deposição fundida, conhecida como FDM (do inglês, *Fused Deposition Modeling*). A área impressa em contato com a fibra aumenta a região sensível, permitindo ao sensor se adaptar facilmente ao seu alvo de sensoreamento [136, 6], seja um elemento para medição em testes de resistência de materiais, (Figura 7), ou na IHR para o estudo da marcha humana.

Uma propriedade importante dos materiais poliméricos termoplásticos é seu comportamento térmico: quando a temperatura aumenta, esse pode se comportar como um

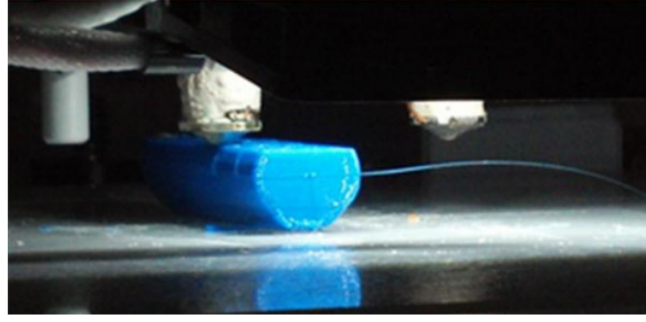


Figura 7 – Encapsulamento de uma fibra ótica mediante a impressão de uma peça em impressora 3D [6].

material viscoelástico, já quando diminui, o polímero tende a ficar rígido, apresentando um comportamento de sólido [133]. Dessa forma, a mudança nas propriedades térmicas modifica as cadeias poliméricas: o polímero entra em contato com a fibra ótica com FBG e experimenta os efeitos de compressão e expansão.

2.4.2 Poliimida

As poliimidas (PI) são grupos de polímeros comuns em aplicações que requerem principalmente resistência a altas temperaturas. Suas características são definidas durante o processo de polimerização e apresenta alta resistência térmica e química, assim como dilatação em meios aquosos pela incorporação de moléculas de água na sua estrutura [133].

Ao utilizar um revestimento para FBGs com esse polímero é possível aproveitar as propriedades higroscópicas desse material, por exemplo, como na medição de umidade relativa. A PI em contato com vapor de água produz uma deformação na fibra ótica que modifica o comprimento de onda de Bragg. Na Figura 8 apresenta-se o diagrama em que é possível observar o efeito da absorção de umidade pela PI revestida na FBG.

Na pesquisa de Wang, Fang e Huang, a fibra ótica é impregnada várias vezes em uma solução, criando várias camadas de poliimida. Assim a FBG com o revestimento de poliimida responde a mudanças da temperatura e da umidade relativa. A equação 2.2 pode ser adaptada para a medição de umidade relativa (UR) [137]:

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B[(1 - P_e)\varepsilon_{UR} + ((1 - P_e)\varepsilon_T + \alpha_n)\Delta T], \quad (2.4)$$

ε_{UR} e ε_T representam a deformação induzida pelo revestimento de poliimida devido as variações da umidade relativa $\Delta\psi$ e da temperatura ΔT respectivamente. Para a condição de estabilidade térmica ($\Delta T \simeq 0$), é usada a seguinte equação:

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B(1 - P_e)\varepsilon_{UR}. \quad (2.5)$$

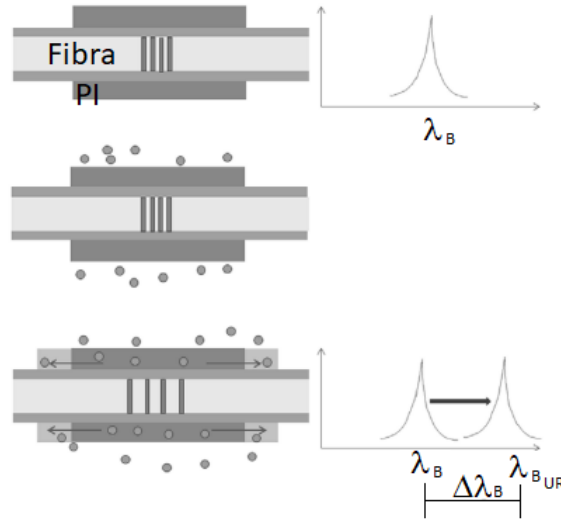


Figura 8 – Diagrama de uma FBG revestida com PI experimentando variação no comprimento de onda de Bragg produto da exposição a variação de umidade. Adaptado de [7].

Consequentemente, ε_{UR} pode ser calculada a partir da seguinte equação [7]:

$$\varepsilon_{UR} = \left(\frac{A_p E_p}{A_p E_p + A_f E_f} \right) (CME_p(\psi) - CME_f(\psi)) \Delta\psi, \quad (2.6)$$

A_p e A_f são as áreas da seção transversal da poliimida e da fibra, E_p e E_f o módulo de Young e $CME_p(\psi)$ e $CME_f(\psi)$ os coeficientes de expansão por umidade. Esses últimos possuem características intrínsecas ao material polimérico e o seu valor não deve mudar com a espessura do revestimento ou as dimensões da fibra.

De forma experimental, é possível encontrar a sensibilidade, uma relação entre as mudanças no comprimento de onda e a deformação causada pela variação de umidade [137, 105]. A sensibilidade é influenciada pela espessura do revestimento e pela temperatura de imidização da poliimida, como apresentado em [138]. Para comparar o tempo de resposta de sensores com características individuais, vários autores aplicam um degrau de umidade entre (5 até 95 %UR ou de 95 até 5 %UR). No trabalho de Swanson et al. é apresentada a normalização dos dados de umidade relativa e a medição do tempo transcorrido desde o início até o término de um degrau de umidade.

O uso da poliimida permite também a medição de outros parâmetros como vibrações, em uma faixa de frequências entre 40 Hz e 1 kHz [139]. Esse polímero apresenta um grande potencial no sensoreamento químico e bioquímico ao utilizar o mesmo princípio na detecção de umidade [105], aumentando as possíveis aplicações na robótica de reabilitação.

2.5 Considerações preliminares

Neste capítulo foi apresentada uma introdução aos exoesqueletos robóticos, sua evolução nas últimas décadas e os desafios na área de instrumentação. Posteriormente, foram abordados os sensores convencionais utilizados por esses, destacando suas principais desvantagens e obstáculos para contribuir na evolução dos exoesqueletos robóticos. Também, foram apresentados dois grupos de sensores óticos com potencial na robótica de reabilitação por permitir o monitoramento multiparamétrico e multiplexado. Os de modulação de intensidade e os de comprimento de onda. Os conceitos desses últimos serão utilizados nos próximos capítulos. Uma ênfase maior no sensoreamento utilizando FBGs foi apresentada, descrevendo a sua configuração para medição e limitações. Finalmente, foi realizada uma descrição dos materiais para encapsulamento e revestimento de sensores baseados em FBGs, que permitem a medição de novos parâmetros com este tipo de sensores.

3 Medição de torque e ângulo em atuador elástico em serie

3.1 Introdução

Neste capítulo é apresentada a fabricação, caracterização e validação dos sensores propostos baseados em FBGs para medição de torque e ângulo. O dispositivo robótico utilizado é o elemento elástico do AES, que compõe uma órtese ativa projetada e desenvolvida no Laboratório de Reabilitação Robótica da Escola de Engenharia de São Carlos - USP. A órtese fornece apoio parcial à flexão e extensão da articulação do joelho [9].

3.2 Princípio de funcionamento

O monitoramento de força, torque, posição, velocidade e aceleração permite a implementação de estratégias de controle do tipo ativo, passivo e de assistência em exoesqueletos e órteses robóticas [2]. Para satisfazer as necessidades de segurança do paciente, os atuadores de dispositivos robóticos para reabilitação devem possuir características como a capacidade de fornecer torques grandes e precisos, a absorção de impactos e de produzir baixas impedâncias mecânicas [3].

O AES é um tipo de atuador bem conhecido na robótica de reabilitação por utilizar um elemento elástico entre a carga (membro humano) e o atuador [140, 141, 3, 65]. A mola de torção é o elemento principal do AES, é capaz de reduzir significativamente a impedância de saída do sistema e também permite que o controle de força estabilize com mais facilidade [142] em comparação com outros atuadores. Na Figura 9, apresenta-se o diagrama esquemático de um atuador elástico em serie.

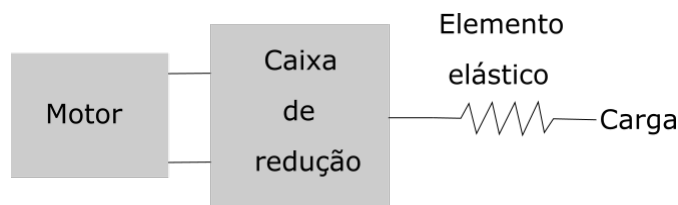


Figura 9 – Diagrama esquemático de um atuador elástico em serie [8].

O AES é formado por um moto-redutor DC com um *encoder* e uma mola de torção helicoidal. A transmissão de movimentos é realizada pela engrenagem: tanto pelo movimento do eixo do motor quanto pelo alinhamento do rolamento de esferas de contato angular. Outro *encoder* é posicionado na saída do eixo do atuador, e a deformação da mola

é estimada pela diferença entre os *encoders* no eixo de saída. Na Figura 10 (a) apresenta-se a montagem completa do AESr desenvolvido por [9]. Na Tabela 1 e na Figura 10 (b) apresentam-se as dimensões da mola.

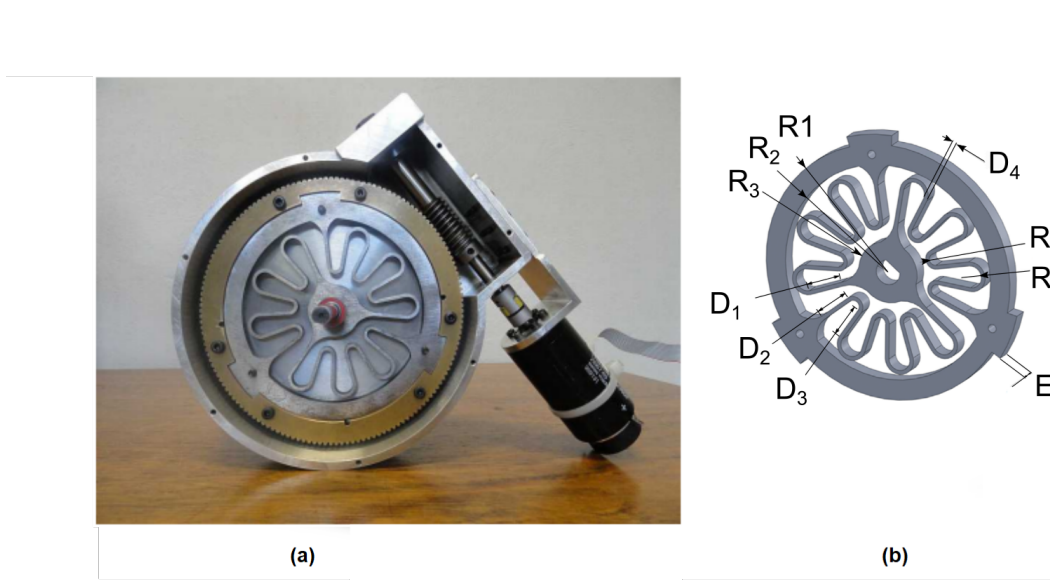


Figura 10 – (a) Atuador Elástico em Série rotacional e (b) dimensões da mola. [9].

Tabela 1 – Dimensões da mola de torção (mm).

E	D_1	D_2	D_3	D_4	R_1	R_2	R_3	R_4	R_5
7	21,6	20	20,1	2	62,5	52,5	15	2,8	5,3

A mola de torção utilizada nesta Tese foi fabricada em aço AISI 6150 através de usinagem por eletroerosão a fio e consta de dois anéis interconectados por elementos flexíveis. Por ser necessário o uso de dois *encoders*, essa configuração é vulnerável a erros por desalinhamentos mecânicos e contribui para o incremento do peso e do volume do AES. Devido à relação direta entre deformação da mola e o torque é possível estimar o torque de saída e o ângulo mediante a medição da deformação da mola. Porém, o tamanho reduzido dos elementos flexíveis da mola dificultam a instalação de sensores de força convencionais. Dessa forma, sensores com as características e capacidades para quantificar a deformação, como as FBGs, podem ser utilizados, reduzindo a instrumentação do atuador [143, 91]. Para isso, se torna necessário conhecer o comportamento da distribuição de tensão na mola que permite identificar os locais apropriados para medir a deformação com as FBGs.

3.2.1 Simulação de torque

Com o objetivo de obter o local apropriado para posicionar as FBGs é realizada uma análise estática da distribuição de tensão da mola mediante o MEF, utilizando o programa ANSYS. Primeiro é necessário realizar uma discretização do domínio geométrico

da mola para ser analisada em sub-regiões, conhecida como malha de elementos finitos, totalizando 2024 elementos. O material utilizado na simulação foi aço estrutural. É ideal que o local de instalação dos sensores seja uma superfície plana para aproveitar melhor a transferência de deformação na fibra.

Ao considerar que a fibra ótica de sílica na qual foram gravadas as FBGs pode quebrar por movimentos de contração ou expansão, a deformação efetiva na fibra ótica, sua integridade e o local de instalação são considerados na simulação. Foram selecionadas duas áreas para investigar a distribuição de deformação, denominadas como A e B na Figura 11.

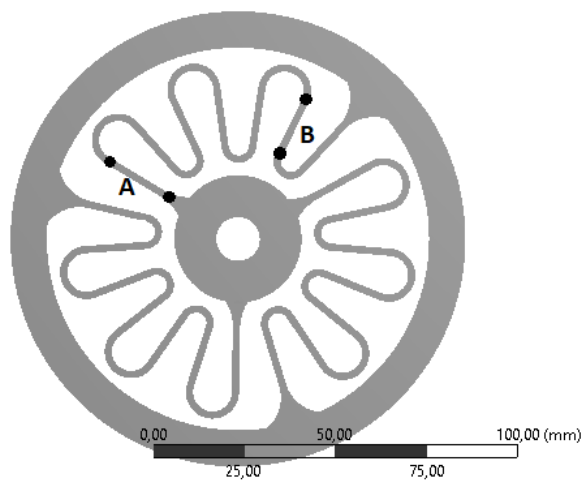


Figura 11 – Mola de torção com pontos selecionados para análise de deformação.

A análise consiste em fixar o anel exterior da mola e aplicar uma rotação no centro, para simular o estresse mecânico transferido desde o eixo. O torque máximo simulado de acordo com os requerimentos do AES foi de 15 Nm [9].

É também importante salientar que a fibra ótica de sílica suporta deformações de até $6000 \mu\epsilon$ [144]. Dessa forma, as regiões com estresse inferior a esse valor permitem o funcionamento do sensor dentro de uma região de segurança.

3.2.2 Caracterização de temperatura

Antes de instalar as fibras na mola, essas passam por um procedimento de caracterização de temperatura. A medição da temperatura com FBG começa com a exposição da região gravada a variações de temperatura e analisando a resposta do comprimento de onda.

A caracterização foi realizada por meio de um banho térmico LAUDA ECO-RE630 com controle de temperatura de $0,02^\circ\text{C}$, contendo água destilada no seu interior. A fibra de sílica com um conjunto de três FBGs, com comprimentos de onda central em

$\lambda_{B1} = 1550$ nm, $\lambda_{B2} = 1534$ nm e $\lambda_{B3} = 1536$ nm, foi fixada no interior do banho térmico para monitorar as variações de temperatura. A fibra foi exposta durante 90 segundos a temperatura entre 20 °C e 40 °C com intervalos de 4 °C, mantendo estática cada temperatura durante 90 segundos. O procedimento foi repetido 3 vezes para validar a repetibilidade das amostras. A escolha da faixa de temperaturas é relacionada com a zona de conforto para aplicações com robôs vestíveis, classificada em [43] entre 25 °C e 36 °C. A mudança no comprimento de onda relacionada com a variação de temperatura foi registrada com um interrogador ótico SM125, que possui uma resolução de 1 pm e taxa de amostragem máxima de 2 Hz. Na Figura 12, é apresentada a configuração do experimento.

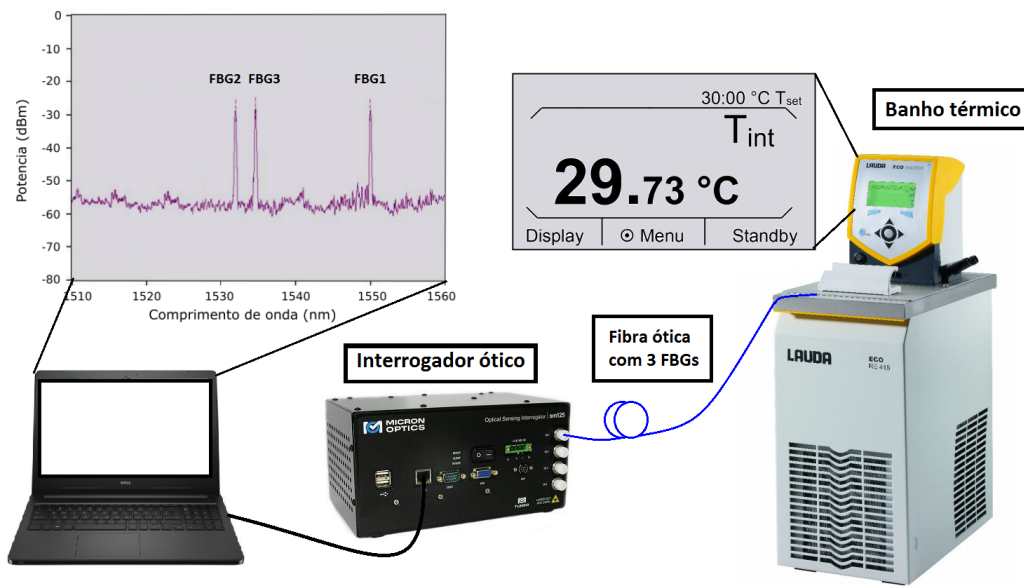


Figura 12 – Configuração para caracterização de temperatura.

A medição de temperatura permite compensar o efeito de sensibilidade cruzada na medição de deformação com FBGs.

3.3 Plataforma Experimental

O sistema proposto, baseado em FBGs deve medir as forças da interação e o ângulo na articulação do joelho. Para isso, foi retirada a mola do AES com o objetivo de facilitar o manuseio e instalação dos sensores baseados em FBGs. É necessário garantir o correto contato entre a fibra e a mola, mediante o uso de um adesivo. Tanto o objeto de medição quanto a fibra precisam estar livres de oleosidade e sujeiras para garantir uma melhor adesão, sendo utilizado álcool isopropílico e acetona na limpeza das superfícies.

Cada sensor é centrado nas regiões A e B da mola. O processo de fixação é realizado em uma sala com ar condicionado a 21 °C e com umidade relativa entre 45 e 60 %UR.

Uma das extremidades de cada sensor é fixada na mola com cola de cianoacrilato. A outra extremidade é fixada em uma plataforma móvel, permanecendo em repouso durante 24 horas. Posteriormente, a pre-tensão é realizada e a outra extremidade de cada sensor é fixada na mola. Após outras 24 horas, a fibra é removida da plataforma móvel. A Figura 13 apresenta as FBGs posicionadas em segmentos de 20 mm.

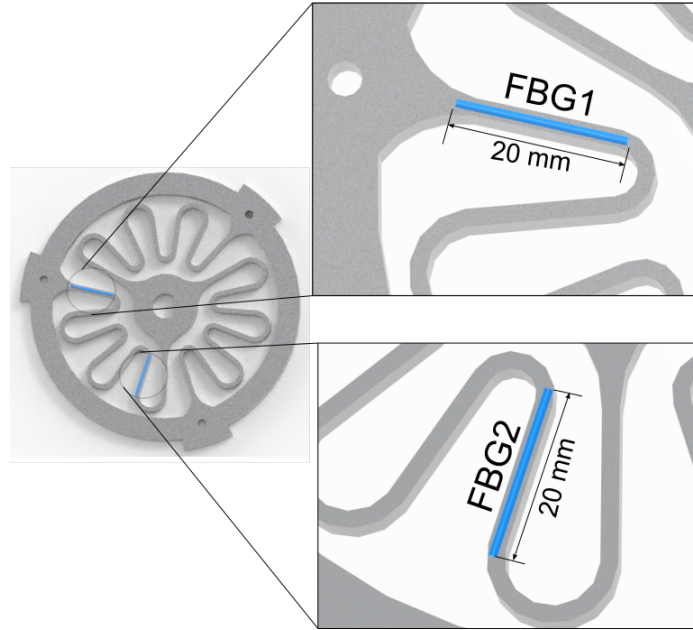


Figura 13 – FBG1 em 1550 nm e FBG2 em 1534 nm instalados na mola.

A mola é montada em um suporte com uma base e uma alavanca capaz de gerar forças de compressão e de extensão, como apresentado na Figura 14 (a). As dimensões da plataforma apresentam-se na Tabela 2.

Tabela 2 – Dimensões da plataforma para caracterização de torque e ângulo (mm).

L1	L2	L3
150	45	180

A torção na mola será medida pela FBG como uma deformação linear. Vale lembrar que a deflexão angular é uma medida de torção no material devido ao torque aplicado, e assim, pode ser determinado o torque mediante a medição da torção. A plataforma para medição de torque permite também a instalação de um *encoder* da serie E5, posicionado no eixo da mola, do outro lado da alavanca como apresentado na Figura 14 (b). O *encoder* mede as mudanças na posição do eixo causadas pelas forças aplicadas e é utilizado como referência para caracterizar a medição de ângulo com as FBGs.

A força aplicada na alavanca é transferida para o eixo de rotação e para o *encoder*. Esse, possui resolução de 1200 pulsos por revolução. O ângulo mínimo medido pelo *encoder* é $0,3^\circ$ ou $0,0052$ rad. A medição do ângulo é executada com uma frequência de

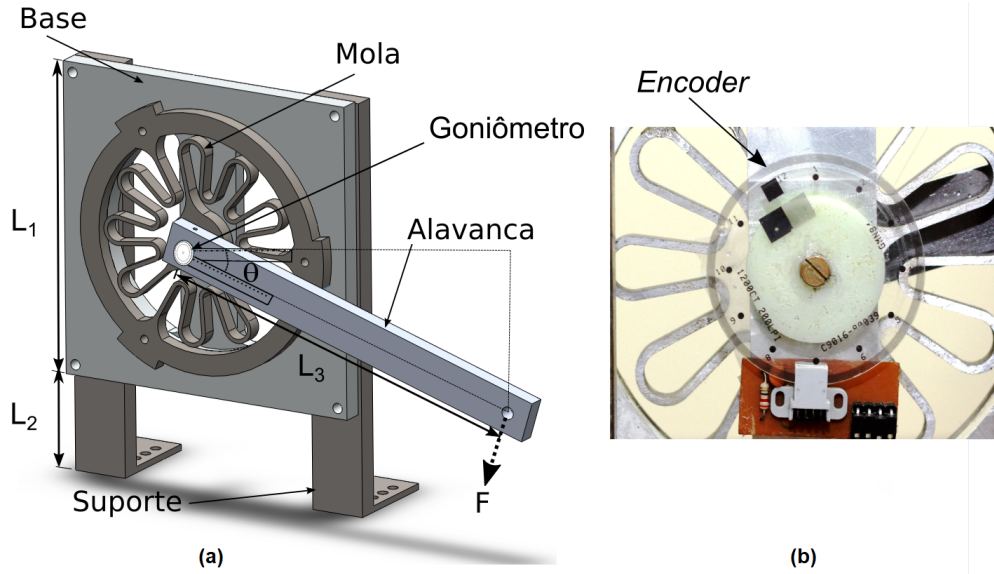


Figura 14 – (a) Plataforma experimental com a alavanca e abase acopladas ao suporte. (b) *Encoder* instalado na parte posterior do eixo.

amostragem de 50 Hz, em uma placa de desenvolvimento com referência TM4C123G - *Texas Instruments*, encarregada de processar os sinais provenientes do *encoder*.

Teoricamente, a distância perpendicular entre o eixo e o ponto de força é dado trigonometricamente pelo comprimento da alavanca (L_3) multiplicado pelo cosseno do ângulo (θ) depois de realizar a primeira força. Assim, o torque aplicado é igual ao produto entre a distância perpendicular e a força:

$$\vec{T} = \vec{F}L_3 * \cos(\theta). \quad (3.1)$$

A força $\vec{F}$ é gerada pelos pesos condicionados na alavanca. O ângulo (θ) é medido com um goniômetro posicionado perpendicularmente ao eixo da gravidade e retirado após a medição do ângulo de início. A configuração para medição de torque e ângulo é apresentada na Figura 15.

3.4 Mitigação da sensibilidade cruzada em FBGs

A sensibilidade cruzada é bem conhecida devido à dupla influência da temperatura nas FBGs [145, 146].

A compensação de temperatura em uma FBG é possível ao empregar, por exemplo, um sensor de temperatura submetido à mesma temperatura mas sem estar sujeito à deformação mecânica [147, 148]. Dessa forma, controlando uma das variáveis, nesse caso a temperatura, é possível calcular os coeficientes de compensação térmica.

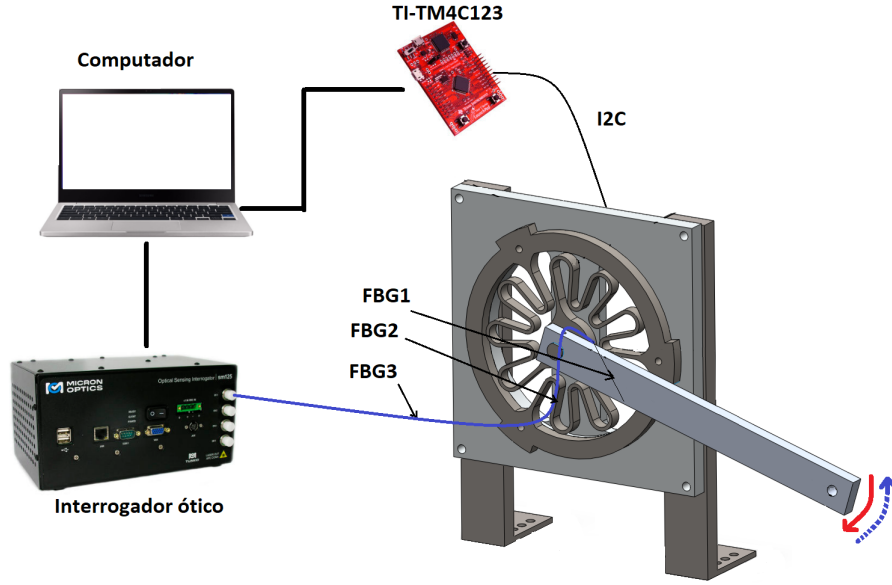


Figura 15 – Configuração para medição de torque e ângulo. A seta tracejada representa os movimentos de extensão e a seta contínua os de compressão.

As mudanças no comprimento de onda de Bragg são influenciadas pela deformação e pela temperatura. Em uma FBG as alterações no comprimento de onda ($\Delta\lambda_i$), produto das variações de temperatura (ΔT_i) e torque ($\Delta\tau_i$), por exemplo, são dadas pela seguinte expressão matricial.

$$\Delta\lambda_i = K_{i\tau}\Delta\tau_i + K_{iT}\Delta T_i \quad i = 1, 2, \quad (3.2)$$

em que $K_{i\tau}$ é o coeficiente de torque e K_{iT} o coeficiente de temperatura.

Dado que ambos esquemas de medição não são influenciados igualmente pelo torque e a temperatura, é desenvolvido um conjunto de equações simultâneas para descrever o processo de medição e recuperação da informação requerida. O torque (τ) e temperatura (T) são representados através de uma transformada linear:

$$\vec{\Phi} = K\Omega, \quad (3.3)$$

sendo

$$\vec{\Phi} = \begin{bmatrix} \Delta\lambda_{B,\tau} \\ \Delta\lambda_{B,T} \end{bmatrix}, \quad (3.4)$$

e

$$\mathbf{K}_i = \begin{bmatrix} K_{i\tau} & K_{iT} \\ K_{3\tau} & K_{3T} \end{bmatrix}, \quad i = 1, 2 \quad (3.5)$$

na qual K_i é a matriz de transferência de Ω para Φ para cada FBG. A equação anterior pode ser invertida para obtenção das mudanças de T e τ da seguinte forma:

$$\Omega = \mathbf{K}^{-1} \vec{\Phi}. \quad (3.6)$$

A equação 3.6, pode ser utilizada para mitigar a sensibilidade cruzada sempre que a FBG para medição de temperatura esteja localizada perto da plataforma experimental e submetida unicamente a variações térmicas.

Na próxima seção são apresentados os resultados e a discussão da simulação, da caracterização e da validação experimental.

3.5 Resultados e Discussão

3.5.1 Simulação de torque

A distribuição de estresse experimentada pela mola foi simulada. As menores variações de deformação são representadas pelas regiões em azul. De acordo com o resultado apresentado na Figura 16, o estresse mecânico tem variação entre $371\mu\text{m}$ e $2600\mu\text{m}$, nas nessas regiões A e B.

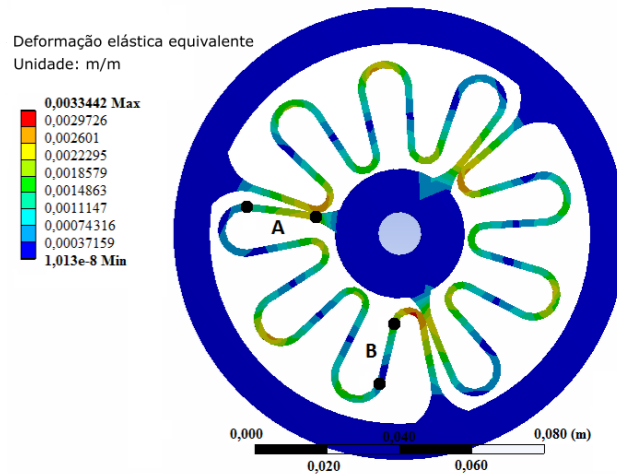


Figura 16 – Simulação estática de distribuição da deformação. Os pontos nos segmentos A e B são apropriados para o posicionamento da FBG.

A deformação é calculada desde o centro dos segmentos A e B. Os resultados são apresentados na Figura 17.

De acordo com os resultados da simulação, as regiões selecionadas para instalar os sensores apresentaram resultados similares. A sensibilidade ao torque, denominada como S_N , foi calculada pela relação entre a deformação total (Δ_ϵ) e o torque simulado (Δ_τ), como apresentado na equação 3.7.

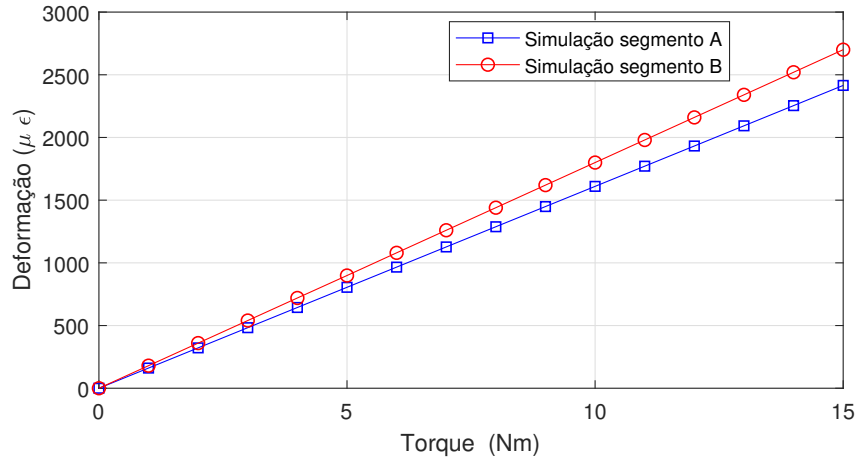


Figura 17 – Resposta da deformação simulada nos segmentos A e B, produto da compressão na mola.

$$S_N = \frac{\Delta_\epsilon}{\Delta_\tau}, \quad N = A, B. \quad (3.7)$$

As sensibilidades estimadas para os segmentos A e B são: $S_A = 16,1\mu\epsilon/\text{Nm}$ e $S_B = 18\mu\epsilon/\text{Nm}$, respectivamente.

O deslocamento no comprimento de onda da FBG pode ser calculado considerando unicamente as deformações longitudinais da equação 2.2 e a temperatura ambiente estável ($\Delta T \simeq 0$)

$$\Delta\lambda_{B,S} = \lambda_B(1 - p_e)\epsilon, \quad (3.8)$$

em que p_e é definido como

$$p_e = \frac{n_{eff}^2}{2}[p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})]. \quad (3.9)$$

Os dois componentes do tensor de deformação ótico são p_{11} e p_{12} , sendo ν a razão de Poisson. Para uma fibra ótica de sílica, $p_e = 0,22$. Assim a equação 2.2 pode ser simplificada para:

$$\Delta\lambda_{B,S} = 0,78\lambda_B\epsilon. \quad (3.10)$$

A tensão e o torque podem ser associados usando as equações 3.7 e 3.9, com o seguinte modelo:

$$\Delta\lambda_{B,T} = S_N * 0,78\lambda_B\epsilon. \quad (3.11)$$

Para as FBGs com comprimento de onda central em 1534 nm e 1550 nm, por meio da equação 3.11 foram estimadas as sensibilidades ao torque de 21,53 pm/Nm e de 19,46 pm/Nm, respectivamente.

Foi demonstrado que a análise baseada no MEF permitiu definir o local de instalação para os sensores baseados em FBGs, descritos por um comportamento linear e garantindo o seu funcionamento dentro de uma região de segurança. Esse método também é válido para o uso de outros tipos de sensores de deformação que possam estar ancorados no elemento flexível do AES.

As diferenças nas sensibilidades das regiões analisadas podem ser originadas por imperfeições no modelo utilizado na análise. Também, o sensor na região A tem uma das suas extremidades localizadas perto de um local com baixa variação de deformação (anel interno), em comparação com o sensor na região B.

3.5.2 Caracterização de temperatura

Na Figura 18, é apresentado o deslocamento no comprimento de onda de Bragg em função da variação térmica entre 20° a 40 °C, com intervalos de 4 °C. Foram realizados 3 ciclos de temperatura: as três FBGs apresentaram comportamento e sensibilidade similar, como esperado.

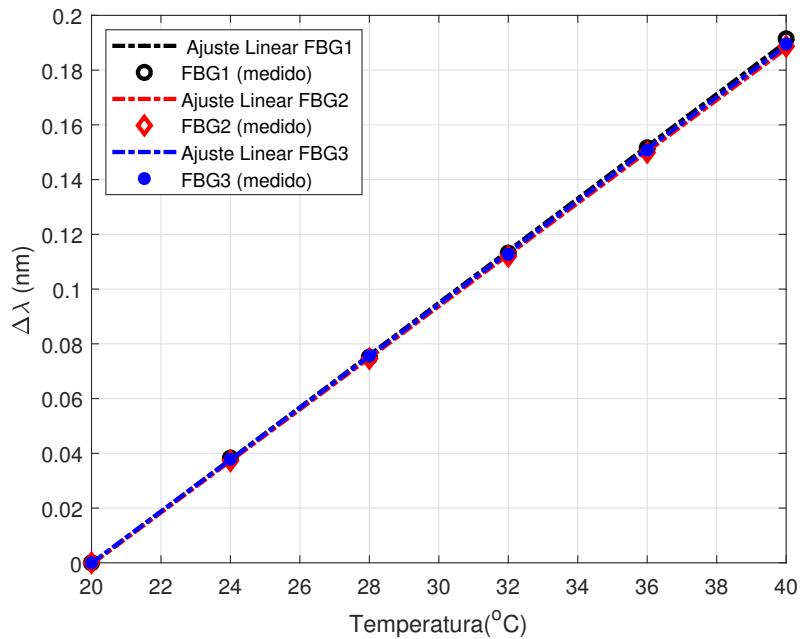


Figura 18 – Resposta das FBGs a variação de temperatura entre 20 até 40 °C.

A Tabela 3 apresenta os coeficientes de correlação e de sensibilidade em relação a temperatura para cada sensor.

Tabela 3 – Coeficiente de correlação e de temperatura para cada uma das 3 FBGs.

Sensor	R^2	sensibilidade (pm/ °C)
FBG1 em 1550 nm	0,9999	$9,79 \pm 0,03$
FBG2 em 1534 nm	0,9998	$9,88 \pm 0,01$
FBG3 em 1536 nm	0,9999	$9,68 \pm 0,02$

A exposição das FBGs as variações de temperatura dentro do banho térmico apresentou alta linearidade e repetibilidade. Por serem fixadas nas paredes do tanque, o fluxo de água teve uma influência mínima nas leituras de temperatura. No entanto, uma configuração em que as fibras não estejam em contato direto com o líquido do banho térmico pode reduzir mais ainda o desvio padrão entre as amostras. Também, ao automatizar o processo de caracterização é possível aumentar consideravelmente o número de repetições do experimento oferecendo maior confiabilidade nas medidas.

3.5.3 Torque e ângulo

A partir dos resultados experimentais e usando a equação 3.6, as variações de torque ($\Delta\tau$) e de temperatura (ΔT) podem ser determinadas simultaneamente pelo monitoramento do comprimento de onda de Bragg para cada FBG ($\lambda_{B,\tau}, \lambda_{B,T}$). Uma FBG é encarregada pela medição de temperatura ambiente (K_{3T}), por tanto, o coeficiente de torque ($K_{3\tau}$) é desprezado, como apresentado na equação 3.12. A sensibilidade ao torque é obtida do deslocamento total no comprimento de onda e o torque aplicado, $K_{i\tau} = \Delta\lambda_B/\tau$.

$$\begin{bmatrix} \Delta_{\tau,i} \\ \Delta_T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{i\tau} & K_{iT} \\ 0 & K_{3T} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \lambda_{B,i\tau} \\ \lambda_{B,T} \end{bmatrix} \quad i = 1, 2. \quad (3.12)$$

A resposta ao torque com os dados experimentais encontra-se na Figura 19.

Consequentemente, a temperatura de $23,75^\circ \pm 0,27$ foi adquirida perto do local do experimento, para realização da compensação na medida do torque e do ângulo. Esse sensor também permite o monitoramento da temperatura no local do experimento. A Tabela 4 apresenta a sensibilidades ao torque.

Tabela 4 – Coeficiente de torque para cada FBG.

Sensor	FBG1	FBG2
	$K_{A\tau}$ (pm/Nm)	$K_{B\tau}$ (pm/Nm)
Extensão	$11,63 \pm 0,10$	$9,79 \pm 0,02$
Compressão	$10,10 \pm 0,09$	$12,43 \pm 0,02$

Na Figura 20, é apresentado o deslocamento do comprimento de onda relacionado com a rotação detectada pelo *encoder*.

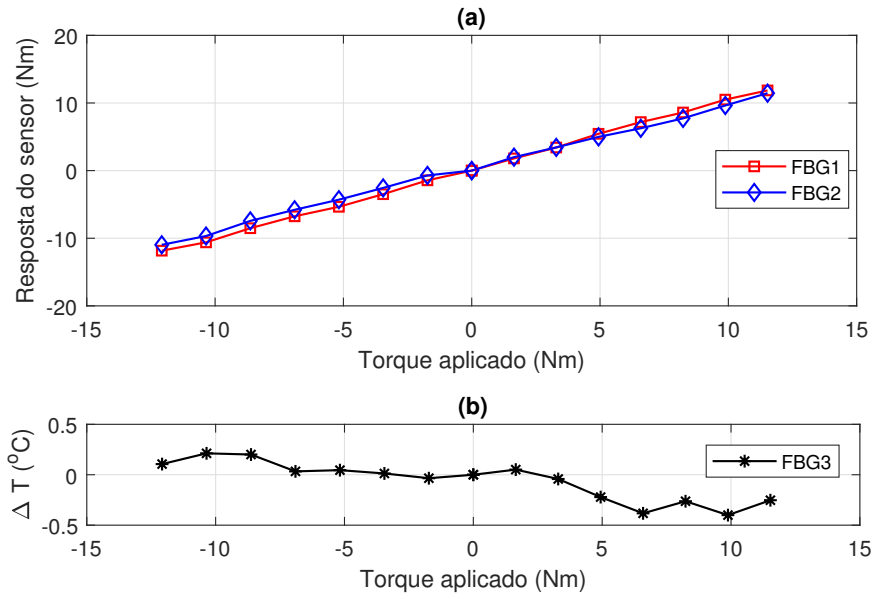


Figura 19 – (a) Resposta em compressão e extensão da FBG1 e da FBG2, (b) medição de temperatura com a FBG3 durante o experimento.

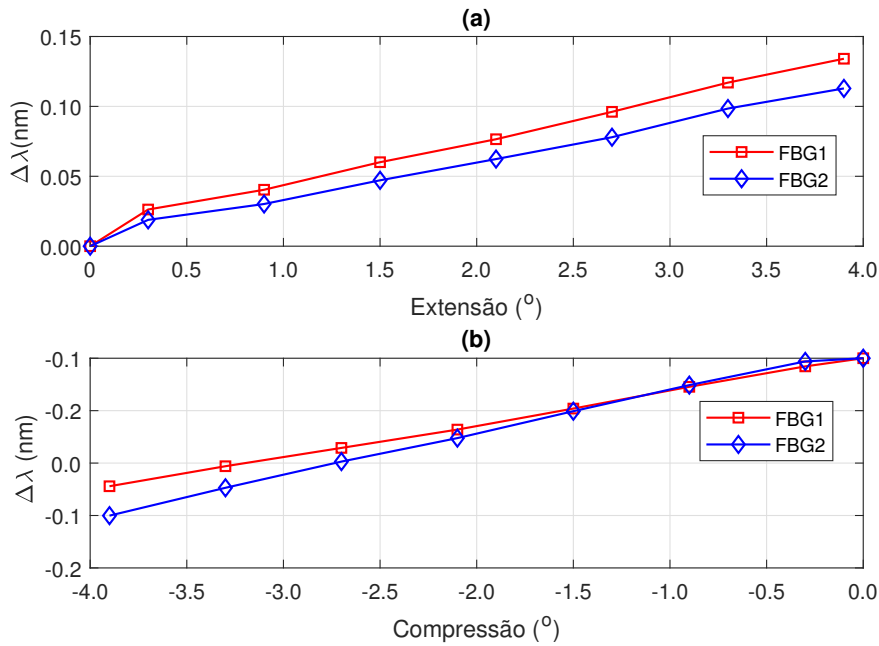


Figura 20 – Sensor para medição do ângulo com FBG: (a) na extensão e (b), na compressão.

Foi realizada uma regressão linear em ambos sentidos, e o resultado é apresentado na Tabela 5.

O erro médio quadrático (RMSE) é calculado pelo torque aplicado e pelo medido, sendo 0,14 Nm ou 1,21 % para a extensão e 1,16 % para a compressão. Como a resolução do interrogador utilizado é de 1 pm, a resolução do sensor desenvolvido é de 0,09 Nm. Para a captura de torque em atuadores de exoesqueletos são necessários ainda medidores

Tabela 5 – Sensibilidades para compressão e extensão.

Sensibilidades	FBG1	FBG2
Extensão ($pm/^\circ$)	$32,34 \pm 1,75$	$27,26 \pm 1,14$
Compressão ($pm/^\circ$)	$30,42 \pm 2,54$	$38,69 \pm 2,61$

de tensão, codificadores de quadratura e células de carga para a análise da rigidez da mola. No entanto, os sensores com FBGs são a única solução que permite multiplexação e fácil incorporação.

Diferentes sensibilidades para compressão e extensão foram estimadas na medição de torque. O coeficiente médio de correlação foi de: $R^2 = 0,994$. É possível evidenciar uma maior sensibilidade na FBG1, em comparação com a FBG2, nos movimentos de extensão. Já na FBG2, a sensibilidades foi maior na compressão. Esse comportamento foi evidenciado em cada uma das 5 repetições do experimento. Também, existe uma discrepância devido às propriedades do material de fabricação da mola, uma vez que não são isotrópicas em todas as secções sendo que quando a mola é comprimida, a rigidez é menor do que quando é estendida [9]. Adicionalmente, durante o processo de fixação erros são induzidos pelo escorregamento da cola de cianoacrilato e na pré-tensão do sensor, modificando a distância em que a deformação é calculada.

Nos estudos de [81, 34], o torque medido no tornozelo e no joelho apresentou variação entre 0,1 e 0,8 Nm. Com a resolução do sensor desenvolvido nesta Tese a aplicação permitiria quantificar até 88 % da faixa de medição utilizando atuadores tipo AES. De modo comparativo, a Tabela 6 apresenta alguns dos sensores de torque utilizados em atuadores de exoesqueletos.

Tabela 6 – Sensor de torque / rigidez no AES.

Sensor	Erro (Nm)	Limite (Nm)
<i>Encoder</i> incremental [81]	0,1	35
<i>Sensor de tensão</i> [74]	0,3	30
<i>Encoder</i> incremental [3]	0,1	15
Este trabalho	0,1	15

Em [81] o torque é medido utilizando uma configuração de dois *encoders*, um antes e outro depois da mola. O baixo erro reportado demonstra a efetividade da abordagem utilizada em um AES.

Em [74] são implementados 4 sensores de tensão resistivos em configuração de ponte de Wheatstone, instalados no elemento elástico da mola, de forma similar ao proposto nesta Tese. Essa abordagem demonstrou erro de 1,2 % mas a medição em vários pontos da mola se torna limitada pelo espaço necessário para a configuração de medição.

O sensor desenvolvido nesta Tese funciona com amplitude e erro similar aos encontrados nos atuadores para exoesqueletos de membro inferior, permitindo uma configuração

diferente, dependendo do local de instalação. O tamanho reduzido e a flexibilidade dos sensores com FBG permitem que sejam realizadas de forma mais eficiente a incorporação e a instalação, quando comparado com sensores convencionais na medição de torque.

Na medição de ângulo, foi evidenciado um comportamento não linear nas deflexões entre $-0,5^\circ$ e $+0,5^\circ$. Essas diferenças, coincidem com as folgas reportadas durante a caracterização da mola, produto da junção entre o eixo e a alavanca, como apresentado em [3]. Da mesma forma, o sensor resultou em uma solução eficiente, já que mediante a instrumentação da mola de torção, foi possível evidenciar a funcionalidade e vantagens dessa tecnologia para medição da deformação e do ângulo. Foi encontrada uma boa correlação entre o comportamento linear da deformação e o comprimento de onda relacionado ao torque e ao ângulo.

3.6 Conclusões preliminares

Neste Capítulo foi apresentada inicialmente a simulação da deflexão da mola de um AES sob diferentes cargas através de uma análise numérica usando o MEF. O resultado da simulação mostrou que as FBGs poderiam funcionar em uma região de segurança. As FBGs de sílica possuem um limite de deformação de $6000 \mu\epsilon$ e o resultado da simulação evidenciou deformações inferiores a $3500 \mu\epsilon$. Foi apresentado o procedimento de preparação da superfície da mola, a pre-tensão e fixação final das FBGs. Posteriormente a mola, com as FBGs fixadas, foi montada em uma plataforma capaz de gerar forças de compressão e de extensão. Como resultado, a FBG1 apresentou sensibilidade $11,63 \text{ pm/Nm}$ para a extensão e de $10,10 \text{ pm/Nm}$ para a compressão. A FBG2 teve sensibilidade de $9,79 \text{ pm/Nm}$ na extensão e de $12,43 \text{ pm/Nm}$ na compressão. Um *encoder* foi posicionado na parte posterior da plataforma para medir o ângulo relacionado com a deformação na mola. A sensibilidade da FBG1 foi de $32,34 \text{ pm}/^\circ$ e $30,42 \text{ pm}/^\circ$ na extensão e na compressão, respectivamente. Na FBG2, a sensibilidade foi de $27,26 \text{ pm}/^\circ$ e de $38,69 \text{ pm}/^\circ$ na extensão e na compressão, respectivamente. Foi demonstrado que sensores baseados em FBG em atuadores de exoesqueletos são capazes de monitorar o torque e o ângulo ao mesmo tempo, sem efeitos produzidos por interferências eletromagnéticas.

4 Medição de microclima

4.1 Introdução

Os dispositivos para reabilitação da marcha humana não estão normalmente equipados com sensores para medição dos parâmetros que permitem quantificar o conforto na IHR como são a temperatura e o microclima, evidenciando uma oportunidade para a melhoria e modernização do sistema de instrumentação. Recentemente, por meio da técnica de impressão 3D, foi possível realizar a incorporação de sensores baseados em FBG para fabricar estruturas flexíveis de sensoreamento [149] capazes de se adaptar as superfícies e as necessidades do monitoramento na IHR.

Porém, a fibra ótica de sílica não é sensível à umidade relativa, sendo necessário usar uma camada sensível a umidade que permita a medição desse parâmetro. Alguns dos materiais utilizados como revestimento com propriedades higroscópicas para fibras óticas são apresentados nas referências [150, 105]. Devido a sua alta sensibilidade as mudanças de umidade relativa, a poliimida (PI) é um dos polímeros mais utilizados como elemento de revestimento em FBGs [7]. Também, a PI é considerada como um dos polímeros mais resistentes ao calor, e um dos mais utilizados na fabricação de adesivos, dielétricos, materiais fotorresistivos e de ótica não linear[151].

Nas próximas seções apresentam-se a caracterização, os experimentos e os resultados obtidos na fabricação e uso desse tipo de sensores, validando seu funcionamento ao ser fixados na canela e na coxa de dois usuários sem patologias de mobilidade.

4.2 Fabricação do sensor de umidade

Convencionalmente, os revestimentos com propriedades higroscópicas em fibras óticas de sílica consideram uma serie de procedimentos com o objetivo de preparar a superfície da fibra para a interação com as camadas aderidas a ela.

O revestimento de PI permite que a FBG seja susceptível a mudanças de umidade. Foram utilizados segmentos de 5 cm de fibra ótica de sílica monomodo (Thorlabs, modelo GF1) para receber o revestimento de PI. Cada segmento de fibra teve o revestimento de acrilato original removido. Depois, a fibra foi introduzida em uma estufa de secagem a uma temperatura de 80 °C durante 30 minutos. Posteriormente é realizada a imersão da fibra durante 2 minutos em ácido sulfídrico 40 % com o objetivo de corroer a casca e eliminar quaisquer impurezas da sua superfície. A corrosão permite criar pequenas cavidades que contribuam com a aderência da PI na fibra. Este procedimento, dependendo do tempo

de duração, pode reduzir em alguns micrômetros o diâmetro original da fibra de $125\ \mu\text{m}$. Adicionalmente, é necessário o uso de uma solução que atue como aditivo da resina [150, 7]. Uma solução saturada de hidróxido de sódio (NaOH) é utilizada como aditivo. As fibras são expostas durante 2 minutos nessa solução. Para a fabricação do sensor é utilizado um procedimento de imersão total horizontal da fibra em uma resina de poliimida comercial (SigmaAldrich, pyralin 2555) durante 5 minutos. A velocidade de imersão é controlada por uma plataforma com um micro-posicionador que leva a fibra até a resina com velocidade de $6\ \text{mm/s}$. Na Figura 22 é apresentada a configuração utilizada para colocar o revestimento de PI na fibra. A linha azul contínua representa a direção de imersão da fibra. A linha vermelha tracejada representa o movimento de retirada da fibra.

4.2.1 Resultados da fabricação

O perfil da FBG sem revestimento e das três FBGs com revestimento de PI (MO, PI1 e PI2) foi medido com um microscópio ótico com aumento de 60 vezes, ver Figura 21.

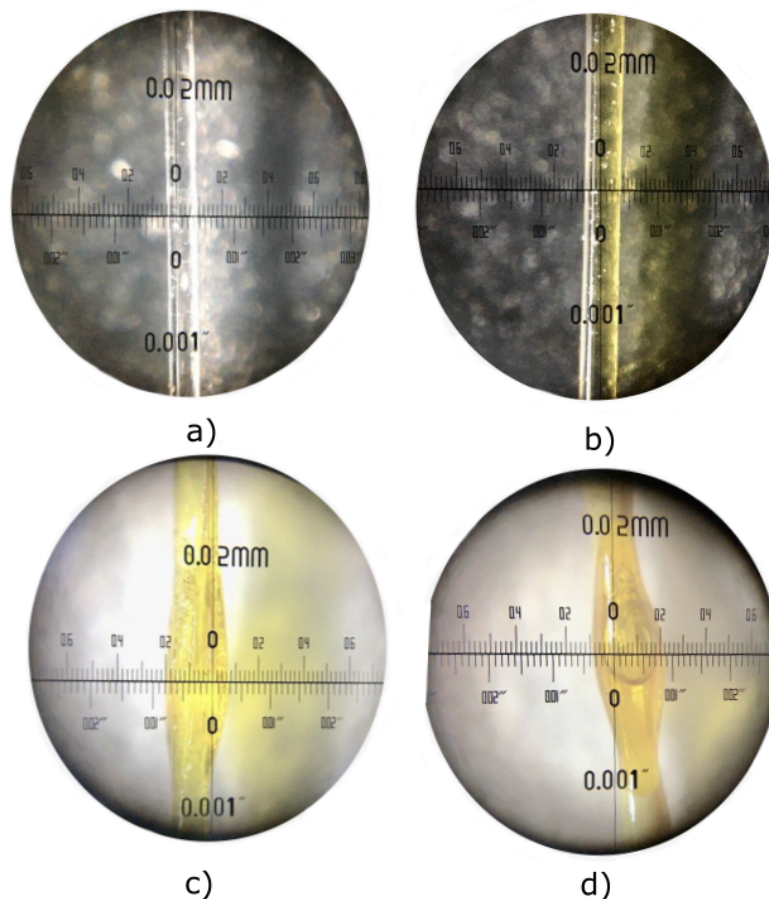


Figura 21 – Vista no microscópio aumentada 60 vezes das FBGs: (a) Sem revestimento. b) MO. c) PI1. d) PI2.

A FBG comercial com revestimento da PI apresenta espessura uniforme e foi de $45\mu\text{m} \pm 5\ \mu\text{m}$. Para as FBGs PI1 e PI2 o valor máximo medido foi de 145 e 175 μm ,

e o mínimo de 55 e $60 \mu\text{m} \pm 5 \mu\text{m}$, respectivamente. Apesar de terem passado por um processo de revestimento similar, os sensores PI1 e PI2 apresentaram espessuras diferentes devido à ausência de um mecanismo automatizado para imersão das FBGs na resina de PI. Também, uma temperatura de cura final da PI superior a 180°C e por um período de até 24 horas pode evitar a formação de bolhas como as apresentadas nas FBGs e melhorar a sua sensibilidade [138].

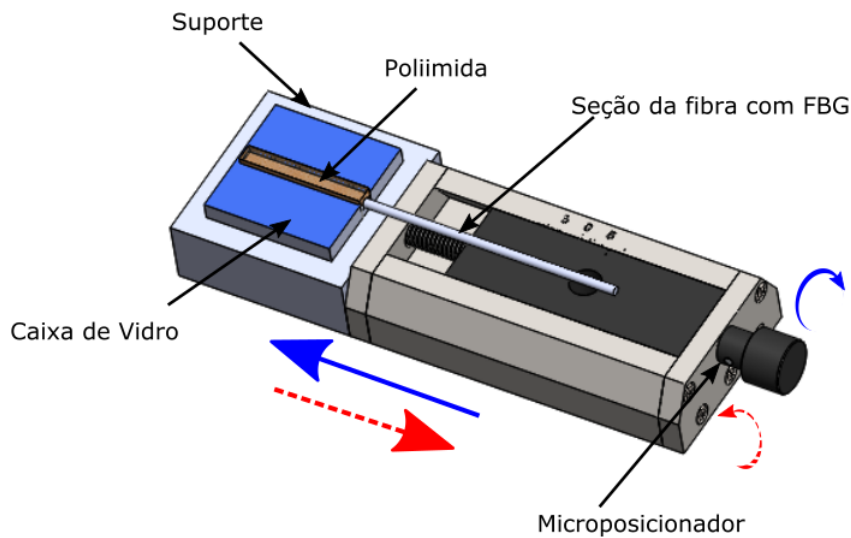


Figura 22 – Configuração para aplicação de revestimento de PI na fibra ótica.

A velocidade baixa de imersão permite que sejam depositadas camadas finas e uniformes. Para atingir a espessura de revestimento (R_p) desejada, é necessário realizar a secagem da camada depositada a 150°C durante 5 minutos antes de aplicar uma nova camada. Uma secagem final a uma temperatura de 180°C durante uma hora é necessária para finalizar a cura da resina.

4.3 Caracterização

Com o objetivo de obter a resposta das FBGs na presença de mudanças de umidade relativa é utilizada uma câmara para testes de umidade (*Challenge Angelantoni Industrie*, Modelo 340) com acurácia de 1 % para umidade e $0,1^\circ\text{C}$ para temperatura. Foram instaladas na câmara duas FBGs com o revestimento de PI, uma FBG comercial com revestimento de PI e uma FBG sem revestimento. O experimento foi realizado em três etapas. Primeiro, a temperatura e a umidade ao interior da câmara foram mantidas constantes durante 80 minutos em 23°C e 20 %UR, respectivamente. Depois, só a umidade foi incrementada desde 20 até 80 %UR com intervalos de 20 % utilizando o mesmo intervalo de tempo de 80 minutos. Na última etapa, foi configurado na câmara um incremento desde

33 até 75%UR para obter o tempo de resposta de cada FBG. Na Figura 23 apresenta-se a configuração para o experimento. A mudança no comprimento de onda relacionada com a variação de umidade foi registrada com um interrogador ótico SM125.

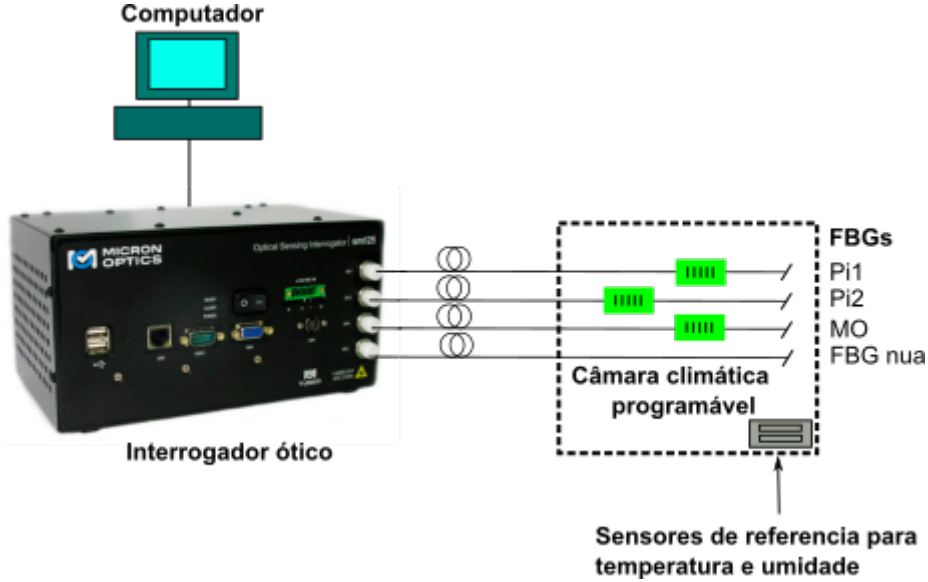


Figura 23 – Configuração do experimento para caracterização de umidade relativa.

4.3.1 Resultados da caracterização

As mudanças no comprimento de onda de Bragg dos sensores durante a caracterização com incremento da umidade são apresentados na Figura 24 (a). O resultado reverso é apresentado na Figura 24 (b).

A histerese dos sensores foi observada para as FBGs PI1 e PI2, com valores de 1,6 e 4,3 %UR, respectivamente. Para a FBG MO a histerese foi de 4,2 %UR. Por limitação no tempo de uso da câmara climática, o ciclo decrémento não teve repetição.

A sensibilidade de cada sensor S_{UR} , é calculada da relação entre a variação total do comprimento de onda $\Delta\lambda_B UR$ e a faixa de umidade aplicada desde o começo até o fim do experimento ΔUR .

$$S_{UR} = \frac{\Delta\lambda_B UR}{\Delta UR}. \quad (4.1)$$

Com o objetivo de obter a resposta de umidade relativa foram isoladas as variáveis de temperatura e de umidade, aplicando a Equação 4.2:

$$\frac{\Delta UR}{\Delta T} = \begin{bmatrix} S_{UR} & K_T \\ 0 & K_T \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \vec{\lambda}_B UR \\ \vec{\lambda}_B T \end{bmatrix}, \quad (4.2)$$

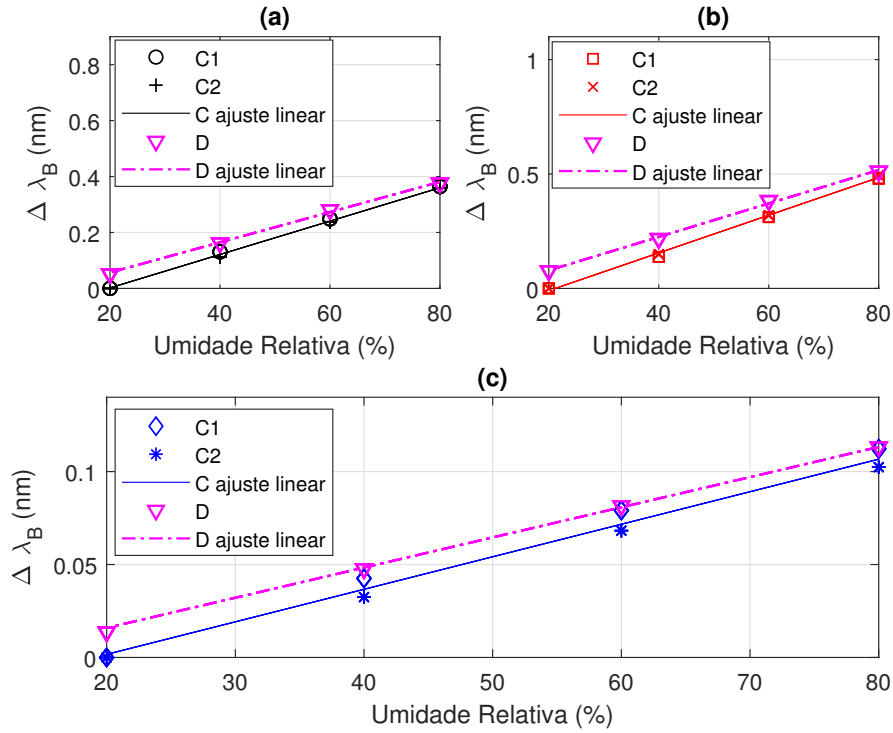


Figura 24 – (a) Mudança no comprimento de onda de Bragg e ajuste linear para cada sensor exposto a variação de 20 até 80 %UR. A legenda de cada figura representa o valor medido pelo sensor no experimento crescente **C** e decrescente **D**. (a) FBG PI1, (b) FBG PI2 e (c) FBG MO.

$\vec{\lambda}_B T$ é o vetor com as mudanças de comprimento de onda da FBG sem revestimento de PI e K_T a sensibilidade dessa às mudanças de temperatura. Como resultado, a caracterização de temperatura para variações entre 20 e 40 °C com intervalos de 4 °, utilizando a mesma configuração da Figura 12, a FBG apresenta sensibilidade $K_T = 9,4 \pm 0,02$ pm/°C.

O comportamento de cada sensor é apresentado na Tabela 7. As letras C e D na primeira coluna representam os ciclos crescente e decrescente, respectivamente. O RMSE é calculado do valor de umidade aplicado e da resposta do sensor.

Tabela 7 – Comportamento dos sensores a variação da umidade nos ciclos crescente (C) e decrescente (D).

Ciclo	Sensor	S_{UR} (pm/%UR)	R^2	RMSE (%UR)
C	PI1	$5,9 \pm 0,068$	0,9996	0,50
	PI2	$8,2 \pm 0,006$	0,9988	0,92
	MO	$1,7 \pm 0,140$	0,9997	1,08
D	PI1	5,3	0,9989	0,72
	PI2	7,2	0,9986	0,75
	MO	1,6	0,9986	0,94

Os sensores apresentaram comportamento linear e diferente sensibilidade as mudanças de umidade, pela diferença no tamanho do revestimento de PI para cada FBG

[130, 152]. Estudos apresentaram sensores revestidos com PI com camadas de diferentes espessuras e como resultado foi evidenciado que o incremento da espessura do revestimento está diretamente relacionado com o aumento da sensibilidade (S_{UR}) e a redução no tempo de resposta γ , como apresentado na Tabela 8.

Tabela 8 – Características de FBGs revestidas com poliimida para medição de umidade.

R_p (μm)	S_{UR} ($\text{pm}\backslash\%\text{UR}$)	$10 > \gamma < 90$ ($\%\text{UR}$)
33 ^a	4, 2	65, 0
17 ^a	2, 5	35, 0
15 ^b	17, 8	29, 0
145 ^c	5, 9	53, 9
175 ^c	8, 2	60, 7

^a [137].

^b [138].

^cEste trabalho

No entanto, a pesquisa de [138] colocou em evidência que mesmo colocando um revestimento com uma camada fina é possível aumentar a sensibilidade consideravelmente, utilizando temperaturas acima de 180 °C durante a cura da PI.

O tempo de resposta (γ) foi investigado, aplicando dois valores de umidade. Foi configurada uma umidade de 33 % durante 80 minutos, e posteriormente um salto de 42 %. O resultado reverso foi obtido do salto desde 75 até 33 %UR. O comprimento de onda de Bragg foi normalizado para cada um dos sensores e apresentado na Figura 25.

A Tabela 9 apresenta o tempo de resposta (γ_{90}) e o tempo de recuperação (γ_{10}), que representam o tempo que levam os sensores em atingir 90 e 10 %UR do valor final.

Tabela 9 – Tempo de resposta e de recuperação dos sensores quando aplicado um salto de umidade entre 33 e 75 %UR.

Tempo	FBG PI1	FBG PI2	FBG MO
γ_{90} (minutos)	53,9	60,7	36,6
γ_{10} (minutos)	39,3	41,3	21,6

Por limitação no tempo disponível para o uso da câmara climática, não foram realizados mais ciclos de umidade.

4.4 Protocolo Experimental

A validação do sensor de umidade proposto consiste na medição do microclima acima da pele da coxa e da canela de um usuário. Os locais de medição coincidem com os do exoesqueleto ALLOR para prender a órtese no membro inferior. Para isso, foram fabricadas duas peças que hospedam os sensores óticos e eletrônicos de umidade e temperatura. O eletrônico é o sensor digital (BME280, BOSCH) e é utilizado como referência.

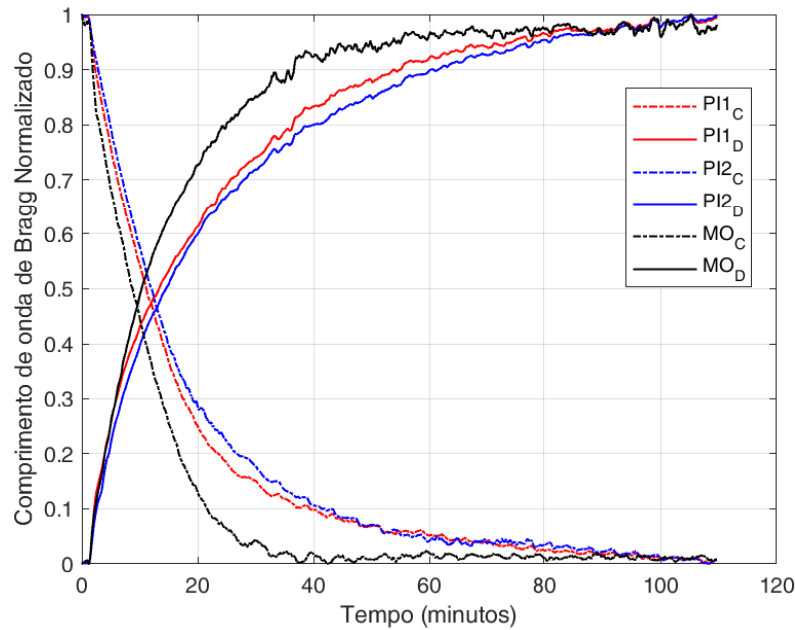


Figura 25 – Tempo de resposta dos sensores submetidos a um salto de umidade desde 33 até 75 % e vice-versa. A legenda da figura representa cada sensor e as letras C e D representam as leituras em ordem crescente e decrescente.

O sensor ótico é baseado em um sistema com FBGs revestidas com um material altamente higroscópico e é montado dentro de uma caixa a uma distancia de 6 mm da pele. Junto com as FBGs revestidas com PI, cada caixa possui uma FBG com comprimento de onda em 1546,1 e 1549,6 nm, para realizar a compensação de temperatura. O espectro ótico das quatro FBGs é apresentado na Figura 26.

A caixa é fabricada por impressão 3D e utilizando PLA. As características de impressão são: densidade de preenchimento de 30 % e altura de cada camada de 0,20 mm, ver Figura 27. As FBGs foram fixadas apenas no orifício de entrada da caixa.

Para a medição a parte da caixa que entra em contato com a pele do usuário foi revestida com um tecido de algodão sem cobrir a área dos sensores, permitindo que a câmara feche e aumentando a umidade relativa no seu interior. Tal umidade atinge a superfície dos sensores ótico e eletrônico, gerando uma variação da umidade capturada por esses. Os experimentos foram realizados seguindo as recomendações para a medição da perda transepidérmica de água [153]. As recomendações são:

1. O condicionamento térmico do usuário com 30 minutos prévio à medição. Temperatura entre 20 até 22 °C e umidade relativa próxima de 40 %.
2. Selecionar uma área plana para a instalação do sensor.
3. Garantir uma pressão uniforme entre o sensor e a pele.

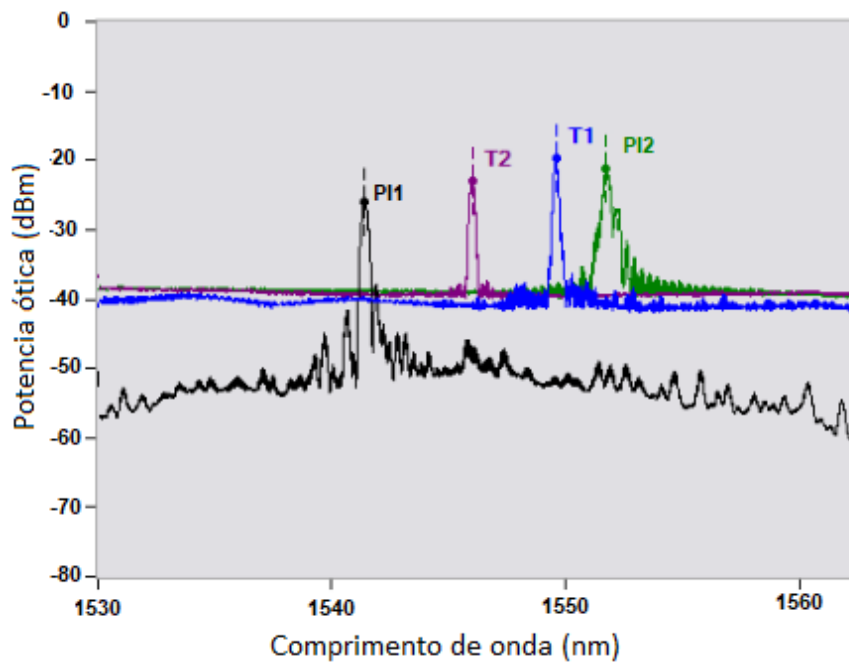


Figura 26 – Resposta espectral em temperatura ambiente das FBGs para medição de umidade (PI1 e PI2). FBGs para medição de temperatura (T1 e T2).

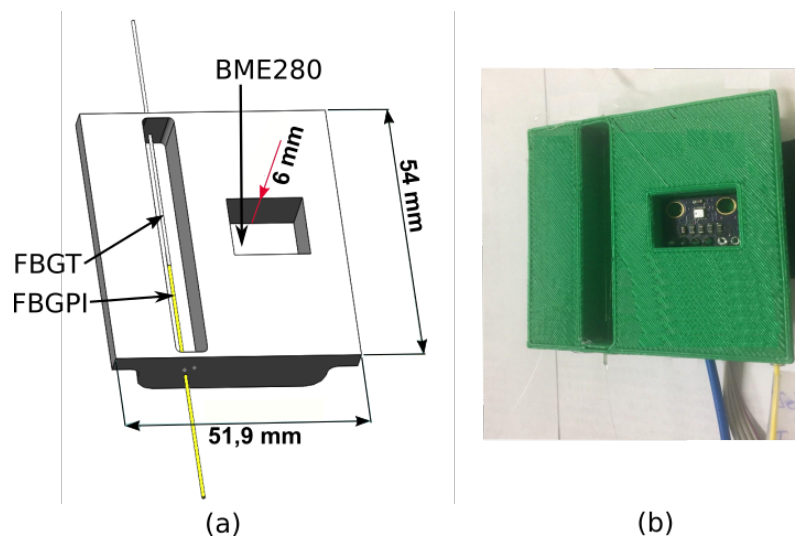


Figura 27 – (a) Dimensões e diagrama da caixa alojando: uma FBG para medir temperatura (FBGT), uma FBG para medir umidade (FBGPI) e um sensor eletrônico de temperatura e umidade (BME280). (b) Fotografia dos sensores dentro da caixa.

4. Evitar fontes de calor como lâmpadas ou luz solar cercanas ao usuário.

Os usuários foram um voluntário do sexo masculino (33 anos) e uma do sexo feminino

(24 anos) sem patologias de mobilidade. Foi selecionado um período de 30 minutos de aclimação antes da instalação dos sensores. Posteriormente, as duas peças são fixadas com faixas de ajuste na coxa e na canela esquerda, com a tensão suficiente para manter o contato entre a peça e a pele, ver Figura 28. A frequência de amostragem dos sensores óticos e eletrônicos é de 2 Hz. Os sensores óticos são monitorados com um interrogador ótico (SM125, Micron Optics) e os eletrônicos, que se comunicam pelo barramento serial (I2C, do inglês *Inter-Integrated Circuit*), com uma placa de desenvolvimento (KL25Z, Freescale).

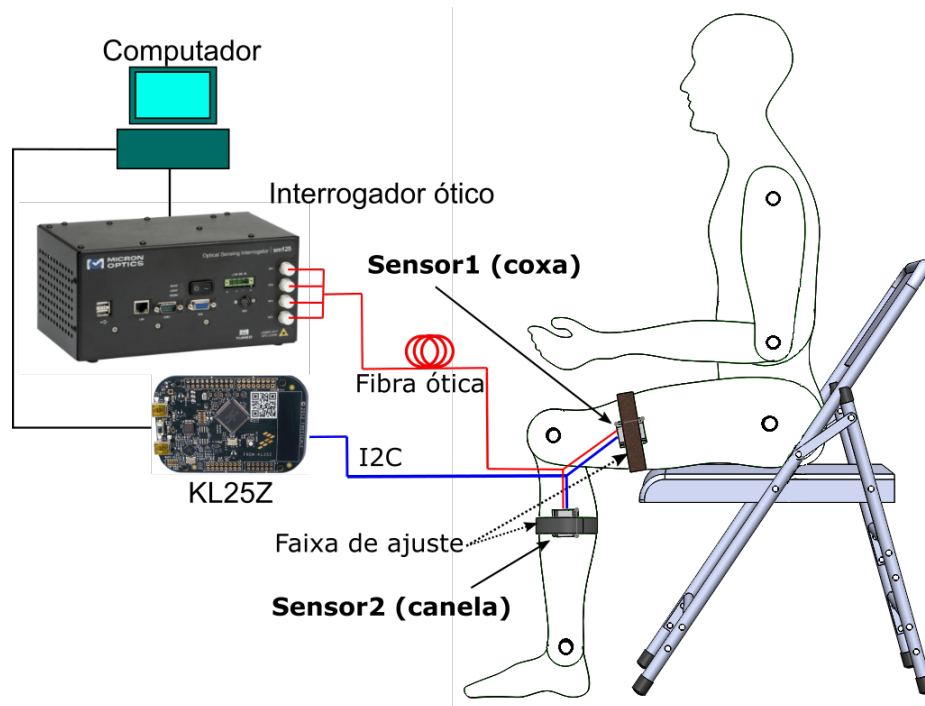


Figura 28 – Plataforma para medição de microclima na pele do usuário. Dois dispositivos (Sensor1 e Sensor2) conectados pela porta serial I2C na placa de desenvolvimento KL25Z junto com o interrogador ótico SM125.

Cada usuário é orientado a permanecer sentado e vestindo os sensores durante 60 minutos. Em seguida os sensores são retirados para permitir a ventilação natural ao interior de cada câmara. Depois de 30 minutos é realizado um novo experimento.

4.4.1 Resultados da medição de microclima

Os resultados dos experimentos quando os sensores são instalados na canela e na coxa do usuário do sexo feminino são apresentados na Figura 29. A linha contínua representa os valores do sensor ótico e a linha tracejada o sensor eletrônico de referência.

A resposta dos sensores para os experimentos no usuário do sexo masculino apresentam-se na Figura 30.

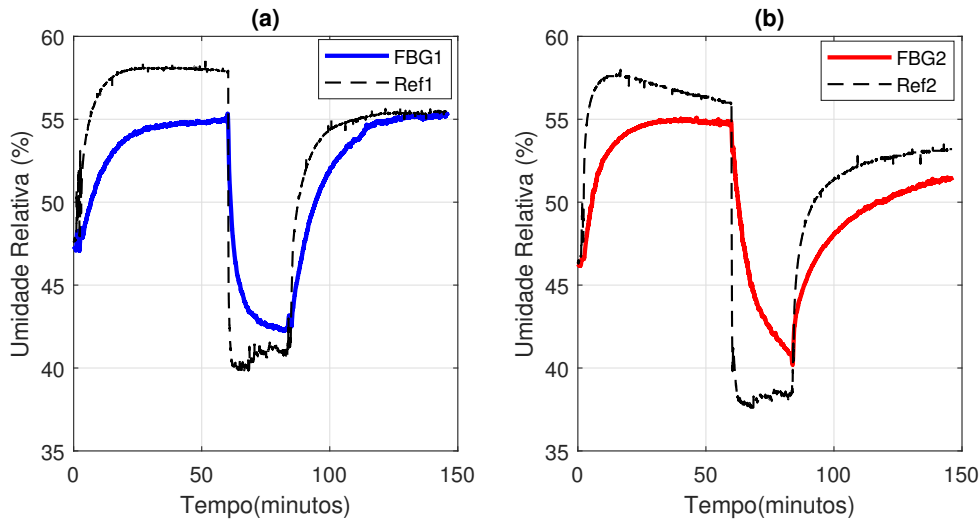


Figura 29 – (a) Resposta do sensor 1 instalado na coxa do usuário do sexo feminino. (b) Resposta do sensor 2 instalado na canela do usuário do sexo feminino.

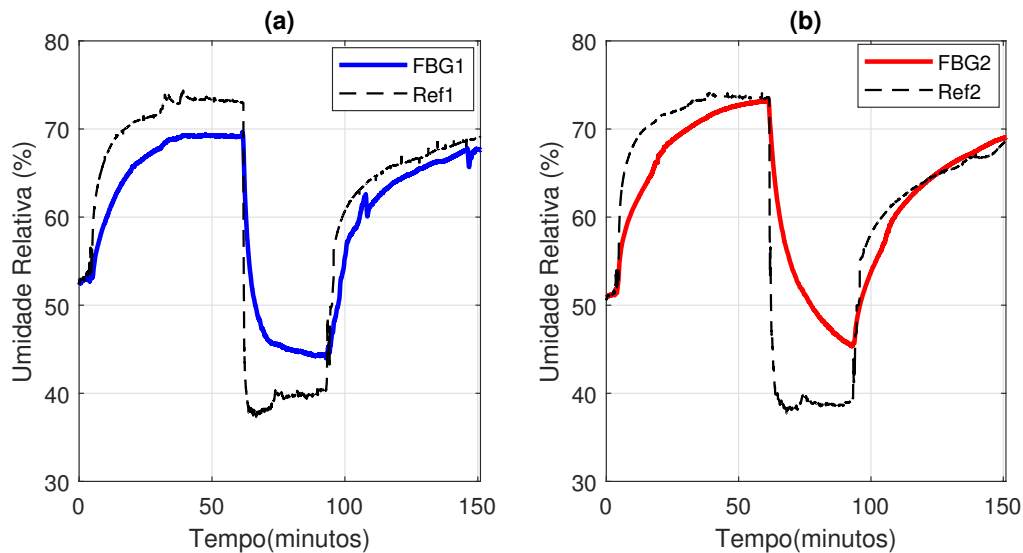


Figura 30 – (a) Resposta do sensor 1 instalado na coxa do usuário do sexo masculino. (b) Resposta do sensor 2 instalado na canela do usuário do sexo masculino.

A umidade relativa inferior a 35 %, por exemplo, pode ocasionar ressecamento da pele, já que a evaporação de água é mais rápida com umidades baixas, aumentando a perda de calor através do suor e os fluidos corporais [154]. Em [43], são classificados os valores de umidade relativa, considerados como confortáveis entre 40 % a 70 %. Dado que os sensores eletrônicos não foram calibrados junto com os sensores óticos é evidenciado um erro de até 3%UR na estabilização das medidas. Também, as cavidades da caixa em que foram instalados de cada um dos sensores possuem área total diferente, fazendo com que a umidade atinja seu valor máximo mais rápido na cavidade com menor área.

A resposta de temperatura para cada usuário é apresentada na Figura 31 (a) e (b).

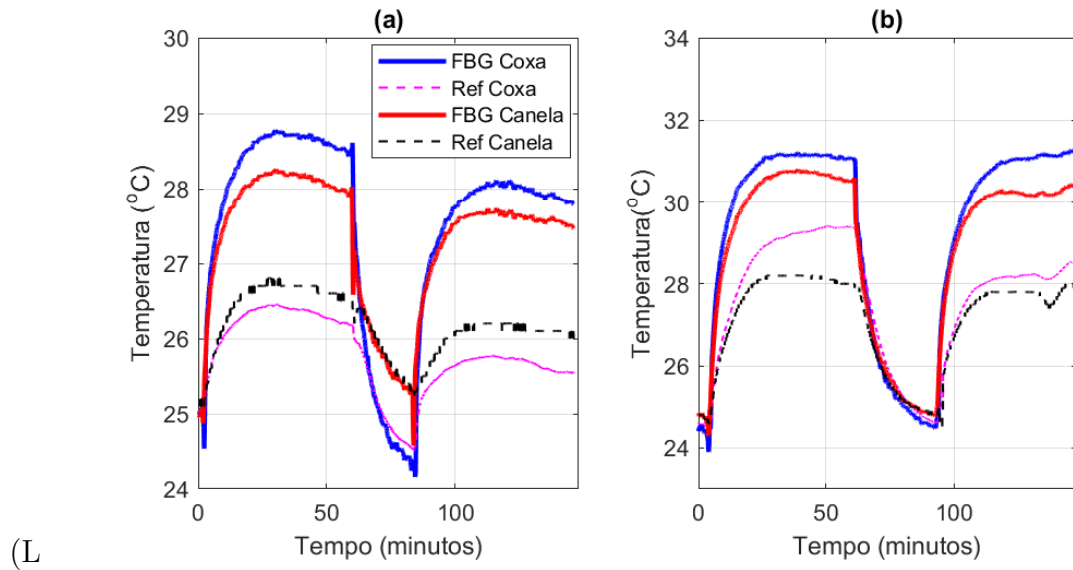


Figura 31 – (a) Resposta dos sensores de temperatura para o usuário do sexo feminino. (b) Resposta para o usuário do sexo masculino.

A variação máxima de temperatura registrada pelo sensor ótico foi de 6,15 °C para o usuário do sexo masculino e o maior erro de medida foi de 2,8 °C. Para o usuário do sexo feminino a variação máxima foi 4,20 °C e o maior erro foi de 2,2 °C.

Um estudo recente utilizou sensores eletrônicos de temperatura e umidade similares aos utilizados como referência neste trabalho, para avaliar o conforto na interface entre um usuário e uma cadeira [155]. Nesse estudo os sensores não estavam instalados no usuário e sim na cadeira. Os valores de umidade e temperatura medidos no meio da coxa esquerda tiveram variação entre 55 até 88 %UR e de 29,5 até 31,5 °C, similares aos medidos em posição estática com os sensores óticos neste trabalho.

As medidas de temperatura e umidade capturadas podem ser classificadas como confortáveis. Segundo [43], o conforto pode ser considerado com temperaturas de microclima entre 29 e 34 °C e com umidades relativas inferiores a 70 %. As regiões de pele monitoradas são consideradas como áreas de baixa hidratação, que resulta em maior dificuldade em atingir valores de saturação de umidade [153].

4.5 Conclusões Preliminares

Este Capítulo apresentou o estudo e aplicação de técnicas de preparação de FBGs para serem revestidas com uma resina com propriedades higroscópicas. Essas técnicas possibilitaram a correta fixação da resina de poliimida na fibra de sílica, viabilizando a medição de umidade relativa através da deformação axial induzida pelo revestimento nas FBGs. Sensibilidades em ciclo de aumento de umidade relativa de 5,9 e de 8,2 pm%UR foram obtidas para os sensores com revestimento máximo de 145 e 175 μm ,

respectivamente. No ciclo decrescente de umidade as sensibilidades foram de 5,3 e 7,2 pm%UR, respectivamente. Em ambos ciclos foi evidenciada uma resposta linear. Uma FBG comercial com revestimento de PI foi utilizada durante a caracterização para a comparação com os sensores desenvolvidos. Esses, apresentaram menor RMSE e desvio padrão em comparação com o sensor comercial. Com o objetivo de validar a medição de microclima, foi fabricada uma plataforma por impressão 3D. Foi realizada a implementação do sensor de umidade baseado em FBG para medição de microclima nos locais de ancoragem de um exoesqueleto para reabilitação de membro inferior. Os sensores, instalados na canela, e na coxa de dois usuários voluntários apresentaram variação de umidade e temperatura compatível com os sensores eletrônicos utilizados como referência. O erro máximo de umidade foi reportado no ciclo de decremento da umidade, devido a que o sensor de referência possui um tempo de resposta menor do que os sensores desenvolvidos. A plataforma de medição desenvolvida pode ser adaptada em regiões da perna em que a pele cubra completamente a área de medição.

5 Conclusões e Trabalhos Futuros

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um conjunto de sensores para instrumentação da mola de torção de um atuador elástico em serie, e da interface física entre o usuário e um dispositivo robótico para reabilitação de membros inferiores. Foi fabricada uma estrutura para validação do torque e do ângulo no plano de referência sagital, permitindo o monitoramento multiparamétrico e multiplexado pelo uso de FBGs em estruturas rígidas ou flexíveis.

O método dos elementos finitos foi utilizado para conhecer a distribuição da deformação causada pela força no elemento elástico do AES. Uma fibra com duas FBGs foi instalada em dois pontos com baixo índice de deformação, para evitar o rompimento da fibra. A mola de torção experimentou deformações sob ação da força ou do torque, ocasionando a compressão e a extensão axial da fibra instalada nos segmentos escolhidos. O torque e o ângulo foram capturados mediante a medição das mudanças no comprimento de onda de cada FBG. Uma FBG instalada perto do local do experimento e medindo apenas as variações térmicas permitiu a compensação da sensibilidade cruzada entre a deformação e a temperatura.

A sensibilidade ao torque atingida foi de 11,63 pm/Nm para a extensão e de 10,10 pm /Nm para compressão na FBG1; e na FBG2 de 9,9 pm/Nm e de 12,43 pm/Nm. Além disso, o decodificador rotacional instalado na parte posterior do eixo da mola permitiu a caracterização para detecção da variação do ângulo. A FBG1 teve sensibilidade de 32,34 pm/° e 30,42 pm/° para a extensão e a compressão, respectivamente; e a FBG2 teve 27,26pm/° e 38,69pm/°. Foi demonstrado que os sensores baseados em FBG quando acoplados em um exoesqueleto, são capazes de monitorar o torque e o ângulo ao mesmo tempo. Foram atingidos resultados satisfatórios na precisão do monitoramento de torque e ângulo, compatíveis com o encontrado nos estudos que utilizam outras tecnologias de sensoreamento. A resolução do sensor para medição de torque permite que numa atividade em que o usuário seja orientado a permanecer sentado e posteriormente em pé, um 88 % da faixa de medição seja mensurada pelo sensor ao ser instalado em um AES.

Foi apresentado o desenvolvimento, a caracterização e a validação de um sensor ótico capaz de mensurar os parâmetros de microclima relacionados ao conforto do usuário nos locais de ancoragem de um exoesqueleto robótico. A fibra ótica de sílica é insensível as variações de umidade. Para superar essa limitação, duas fibras foram preparadas e revestidas com várias camadas de um material com propriedades higroscópicas. A deformação induzida na fibra pelo revestimento, foi caracterizada utilizando uma câmara para testes de umidade com as duas fibras revestidas e uma outra comercial revestida com

PI para comparação. Existe uma relação cruzada na influência da variação da temperatura e da deformação causada pela umidade, sendo necessário compensar uma das grandezas na quantificação da outra utilizando uma FBG sem revestimento.

Como resultado da caracterização, as fibras apresentaram características reversíveis e uma resposta linear devido à absorção e adsorção de vapor de água. As sensibilidades dos sensores PI1 e PI2 foram de 5,9 e de 8,2 pm/%UR, respectivamente. Em comparação com a fibra comercial, os dois sensores apresentaram maior sensibilidade e menor RMSE. Em contrapartida, a histerese desses foi maior devido a irregularidades longitudinais no revestimento que foram validadas com um microscópio ótico.

Posteriormente, foram fabricadas duas peças por impressão 3D. Dois compartimentos no interior de cada uma fornecem proteção mecânica e permitem, aos sensores óticos desenvolvidos e aos eletrônicos usados como referencial, a medição da umidade e da temperatura na configuração de câmara fechada. Cada peça contém um sensor ótico revestido com PI, uma FBG sem revestimento e um sensor eletrônico de temperatura e umidade. As duas peças possuem faixas elásticas que permitem a fixação nos locais a serem monitorados. Dois usuários voluntários sem patologias de mobilidade utilizaram os sensores na coxa e na canela esquerda. Como efeito do uso dos sensores, durante os experimentos em que os usuários foram orientados a permanecerem sentados, foi observado um incremento de até 6,15 °C e de 12,5 %UR em um deles. Os usuários não reportaram desconforto pelo uso dos sensores. Como foi utilizada uma faixa elástica para prender a peça no usuário, foi necessário aplicar a tensão necessária para que o contato (caixa-pele) fosse uniforme. É necessário avaliar outros métodos de fixação que não requeiram de pressão sob a pele do usuário, já que pacientes em risco de desenvolver úlceras de pele podem apresentar irritação durante o uso dos sensores. Em trabalhos futuros os sensores vão ser instalados dentro de uma mesma cavidade e idealmente serão caracterizados dentro da caixa fabricada mediante impressão 3D.

O uso de sensores de umidade é de grande interesse nas aplicações com necessidade de monitorização diária do conforto térmico como na avaliação da diabetes, da evolução de escaras na pele e no monitoramento das IHR, nas que é preciso da medição da taxa de evaporação de umidade e da temperatura, que dependem da geração de suor na pele. Uma variedade de sensores foram desenvolvidos para mensurar os mecanismo de sudorese é a termorregulação, como nas referências [4, 84, 156]. É evidente que as condições de microclima local não são uma representação fiel do estado da pele de um membro completo. No entanto é preciso da condição de temperatura e umidade, pois é nos pontos de interface que ocorrem as escaras. Outras abordagens podem ser implementadas aumentando a área de medição utilizando uma matriz de sensores óticos. Ao ser possível a gravação de várias FBGs separadas por apenas alguns milímetros, esta tecnologia se torna ideal para o desenvolvimento de um arranjo de sensores destinados a medição semi-distribuída, como

necessário nas aplicações estudadas nesta Tese.

Os sensores desenvolvidos, além de analisar as forças e ângulos, permitem possível quantificar as variáveis envolvidas no contato entre o dispositivo robótico e o usuário, ou mesmo entre um usuário e uma cadeira de rodas ou maca, aproveitando as características de multiplexação e medição multiparamétrica dos sensores baseados em FBGs.

Os sensores desenvolvidos contam com características como o tamanho reduzido, o sensoreamento multiparamétrico e multiplexado, ausente nas tecnologias convencionais para sensoreamento em exoesqueletos robóticos. Adicionalmente, possuem vantagens que contribuem na redução do peso e do volume da instrumentação desses dispositivos, com a possibilidade de serem utilizados em ambientes não estruturados e com altos índices de interferências eletromagnéticas.

Com a integração de sensores óticos de pressão incorporados em estruturas fabricadas por impressão 3D e os de umidade relativa revestidos com polímeros como a PI, o monitoramento de conforto

nas IHR se torna mais viável, uma vez que o sensor pode adaptar-se as condições da estrutura de reabilitação e as do próprio paciente. Também, o uso de sistemas para interrogação portáteis e de baixo consumo energético pode contribuir para que os dispositivos de reabilitação se tornem mais eficientes, leves e compactos, permitindo entre outros o monitoramento remoto e a conectividade com IoT.

Este trabalho abre oportunidades para novas pesquisas e trabalhos futuros, que abordem aplicações de estudo com pacientes que não possuam sensibilidade no membro monitorado, assim como a realização de maior número de ensaios para aprofundamento quanto à repetibilidade/reprodutibilidade de diferentes espessuras de revestimento das fibras com PI.

Referências

- 1 VENEMAN, J. F. et al. A series elastic- and bowden-cable-based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton-type robots. *International Journal of Robotics Research*, v. 25, n. 3, p. 261–281, 2006. ISSN 02783649. Citado 4 vezes nas páginas 11, 23, 28 e 29.
- 2 BOTELHO, T. R. *Predição de Movimento Baseada em EEG e sEMG para Controle de Exoesqueleto de Membro Inferior*. 135 p. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Espírito Santo, 2017. Citado 7 vezes nas páginas 11, 22, 27, 30, 32, 33 e 45.
- 3 SANTOS, W. M. dos; CAURIN, G. A.; SIQUEIRA, A. A. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary Series Elastic Actuator. *Control Engineering Practice*, Elsevier, v. 58, p. 307–318, jan 2017. ISSN 09670661. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.conengprac.2015.09.008><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0967066115300198>>. Citado 7 vezes nas páginas 11, 30, 31, 33, 45, 57 e 58.
- 4 IMHOF, R. E. et al. Closed-chamber transepidermal water loss measurement: Microclimate, calibration and performance. *International Journal of Cosmetic Science*, v. 31, n. 2, p. 97–118, 2009. ISSN 01425463. Citado 3 vezes nas páginas 11, 34 e 72.
- 5 ANTUNES, P. *Sensores ópticos para monitorização dinâmica de estruturas*. 189 p. Tese (Doutorado) — Universidade de Aveiro, 2011. Disponível em: <<https://ria.ua.pt/handle/10773/8228>>. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 37.
- 6 HOMA, D. et al. Fiber Bragg gratings embedded in 3D printed prototypes. *Science Advances Today*, v. 2, p. 1–4, 2016. Citado 4 vezes nas páginas 11, 39, 40 e 41.
- 7 SWANSON, A. J. et al. Investigation of polyimide coated fibre Bragg gratings for relative humidity sensing. *Measurement Science and Technology*, IOP Publishing, v. 26, n. 12, p. 125101, dec 2015. ISSN 0957-0233. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/26/i=12/a=125101?key=crossref.0bc15050364f44dd9e8a9bee2538928f>>. Citado 4 vezes nas páginas 11, 42, 59 e 60.
- 8 LEAL JUNIOR, A. G.; DE ANDRADE, R. M.; FILHO, A. B. Series Elastic Actuator: Design, Analysis and Comparison. In: *Recent Advances in Robotic Systems*. InTech, 2016. ISBN 9789533070940. Disponível em: <<http://www.intechopen.com/books/recent-advances-in-robotic-systems/series-elastic-actuator-design-analysis-and-comparison>>. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 45.
- 9 SANTOS, W. M. dos; CAURIN, G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G. Torque control characterization of a rotary series elastic actuator for knee rehabilitation. In: *2013 16th International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*. IEEE, 2013. v. 19, p. 1–6. ISBN 978-1-4799-2722-7. ISSN 14746670. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6766567/>>. Citado 8 vezes nas páginas 11, 22, 28, 32, 45, 46, 47 e 57.
- 10 CIFUENTES, C. A.; FRIZERA, A. *Human-Robot Interaction Strategies for Walker-Assisted Locomotion*. Cifuentes2016a: Springer International Publishing, 2016. v. 115. 125 p.

(Springer Tracts in Advanced Robotics, v. 115). ISBN 978-3-319-34062-3. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-34063-0>>. Citado na página 21.

11 CHEN, B. et al. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, Elsevier Ltd, v. 5, p. 26–37, apr 2016. ISSN 2214031X. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jot.2015.09.007><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2214031X15000716>>. Citado 4 vezes nas páginas 21, 22, 33 e 35.

12 WINSTEIN, C. J. et al. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery. *Stroke*, v. 47, n. 6, p. e98–e169, jun 2016. ISSN 0039-2499. Disponível em: <<https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STR.0000000000000098>>. Citado 5 vezes nas páginas 21, 22, 23, 24 e 28.

13 RODRIGO PARADELLA, A. I. notícias. *Número de idosos cresce 18% e ultrapassa os 30 milhões em 2017*. 2018. 1 p. Disponível em: <<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/20980-numero-de-idosos-cresce-18-em-5-anos-e-ultrapassa-30-milhoes-em-2017.html>>. Citado na página 21.

14 ONU. *A ONU e as pessoas com deficiência*. 2016. 5 p. Disponível em: <<https://nacoesunidas.org/acao/pessoas-com-deficiencia/>>. Citado na página 21.

15 JOHNSON, W. et al. Stroke: a global response is needed. *Bulletin of the World Health Organization*, v. 94, n. 9, p. 634–634A, sep 2016. ISSN 0042-9686. Disponível em: <<http://www.who.int/bulletin/volumes/94/9/16-181636.pdf><http://www.who.int/entity/bulletin/volumes/94/9/16-181636.pdf>>. Citado na página 21.

16 SESHADRI, S. et al. The Lifetime Risk of Stroke. *Stroke*, v. 37, n. 2, p. 345–350, feb 2006. ISSN 0039-2499. Disponível em: <<https://www.ahajournals.org/doi/pdf/10.1161/01.STR.0000199613.38911.b2><https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.0000199613.38911.b2>>. Citado na página 21.

17 WARLOW, C. et al. Stroke. *The Lancet*, v. 362, n. 9391, p. 1211–1224, oct 2003. ISSN 01406736. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14568745><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673603145448>>. Citado na página 21.

18 BENSENOR, I. M. et al. Prevalence of stroke and associated disability in Brazil: National Health Survey - 2013. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, v. 73, n. 9, p. 746–750, 2015. ISSN 0004-282X. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X2015000900746&lng=e>. Citado na página 21.

19 MUIR, G. D.; STEEVES, J. D. Sensorimotor stimulation to improve locomotor recovery after spinal cord injury. *Trends in Neurosciences*, v. 20, n. 2, p. 72–77, 1997. ISSN 01662236. Citado na página 22.

20 STEFANOV, D. et al. *Advances in Rehabilitation Robotics*. [S.l.: s.n.], 2004. 441 p. ISBN 3-540-21986-2. Citado na página 22.

21 SAWICKI, G. S.; GORDON, K. E.; FERRIS, D. P. Powered lower limb orthoses: Applications in motor adaptation and rehabilitation. In: *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*. [S.l.: s.n.], 2005. v. 2005, p. 206–211. ISBN 0780390032. Citado na página 22.

- 22 ANAM, K.; AL-JUMAILY, A. A. Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering*, v. 41, n. Iris, p. 988–994, 2012. ISSN 18777058. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.273>>. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 33.
- 23 VILLA-PARRA, A. C. et al. Knee impedance modulation to control an active orthosis using insole sensors. *Sensors (Switzerland)*, v. 17, n. 12, 2017. ISSN 14248220. Citado 4 vezes nas páginas 22, 27, 29 e 32.
- 24 RORIZ, P. et al. From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 47, n. 6, p. 1251–1261, apr 2014. ISSN 00219290. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.01.054><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014000943>>. Citado 5 vezes nas páginas 22, 23, 32, 35 e 39.
- 25 VARGAS-VALENCIA, L. et al. An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis. *Sensors*, v. 16, n. 12, p. 2090, dec 2016. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/16/12/2090>>. Citado 3 vezes nas páginas 22, 32 e 33.
- 26 CHANG, W. H.; KIM, Y.-H. Robot-assisted Therapy in Stroke Rehabilitation. *Journal of Stroke*, v. 15, n. 3, p. 174, 2013. ISSN 2287-6391. Disponível em: <<http://j-stroke.org/journal/view.php?doi=10.5853/jos.2013.15.3.174>>. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 28.
- 27 COOPER, R. a. et al. A perspective on intelligent devices and environments in medical rehabilitation. *Medical Engineering & Physics*, v. 30, n. 10, p. 1387–1398, dec 2008. ISSN 13504533. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18993108><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453308001641>>. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 28.
- 28 BOTELHO, T. R. et al. Nuevo Enfoque para la Clasificación de Señales EEG usando la Varianza de la Diferencia entre las Clases de un Clasificador Bayesiano. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, v. 14, n. 4, p. 362–371, oct 2017. ISSN 16977912. Disponível em: <<https://polipapers.upv.es/index.php/RIAI/article/view/9182>>. Citado 3 vezes nas páginas 22, 23 e 28.
- 29 HARWIN, B. W. S. et al. Challenges and opportunities for robot-mediated neurorehabilitation. *Proceedings of the IEEE*, v. 94, n. 9, 2006. Citado 3 vezes nas páginas 22, 23 e 28.
- 30 WIRZ, M. et al. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 4, p. 672–680, apr 2005. ISSN 00039993. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999304013279>>. Citado na página 22.
- 31 OKAMURA, A.; MATARIC, M.; CHRISTENSEN, H. Medical and Health-Care Robotics. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, v. 17, n. 3, p. 26–37, sep 2010. ISSN 1070-9932. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp={&}arnumber=5569021><http://ieeexplore.ieee.org/document/55690>>. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 28.
- 32 WALKER, M. F. et al. Improving the Development, Monitoring and Reporting of Stroke Rehabilitation Research: Consensus-Based Core Recommendations from the Stroke

Recovery and Rehabilitation Roundtable. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 31, n. 10-11, p. 877–884, oct 2017. ISSN 1545-9683. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968317732686>>. Citado na página 22.

33 MEHRHOLZ, J. et al. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, n. 5, p. 93–96, may 2017. ISSN 14651858. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/14651858.CD006185.pub4><http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD006185.pub4>>. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 27.

34 ZHANG, J. et al. Human-in-the-loop optimization of exoskeleton assistance during walking. *Science*, v. 356, n. 6344, p. 1280–1284, jun 2017. ISSN 0036-8075. Disponível em: <<http://www.sciencemag.org/lookup/doi/10.1126/science.aal5054>>. Citado 3 vezes nas páginas 22, 31 e 57.

35 LEAL-JUNIOR, A. G. et al. Polymer Optical Fiber Sensors in Wearable Devices: Toward Novel Instrumentation Approaches for Gait Assistance Devices. *IEEE Sensors Journal*, v. 18, n. 17, p. 7085–7092, sep 2018. ISSN 1530-437X. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8401881/>>. Citado 3 vezes nas páginas 22, 31 e 36.

36 ZHANG, L.; ZHANG, W.; BENNION, I. *Fiber Optic Sensors*. CRC Press, 2008. 496 p. ISBN 9781315219431. Disponível em: <<https://www.taylorfrancis.com/books/9781420053661>>. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 35.

37 PARK, Y. L. et al. Exoskeletal force-sensing end-effectors with embedded optical fiber-bragg-grating sensors. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 25, n. 6, p. 1319–1331, dec 2009. ISSN 15523098. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/5306100/>>. Citado na página 23.

38 TAVARES, C. et al. Gait Shear and Plantar Pressure Monitoring: A Non-Invasive OFS Based Solution for e-Health Architectures. *Sensors*, v. 18, n. 5, p. 1334, apr 2018. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/18/5/1334>>. Citado na página 23.

39 HOLLNAGEL, C. et al. fMRI-Compatible Robotic Interfaces with Fluidic Actuation. 2016. Citado na página 23.

40 DE FÁTIMA DOMINGUES, M. et al. Fiber Bragg Gratings as e-Health Enablers: An Overview for Gait Analysis Applications. In: *Applications of Optical Fibers for Sensing [Working Title]*. IntechOpen, 2018. Disponível em: <<https://www.intechopen.com/online-first/fiber-bragg-gratings-as-e-health-enablers-an-overview-for-gait-analysis-applications>>. Citado na página 23.

41 HE, Y. et al. Risk and adverse events related to lower-limb exoskeletons. In: *2017 International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation (WeRob)*. IEEE, 2017. p. 1–2. ISBN 978-1-5386-4377-8. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8383850/>>. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 34.

42 MAK, A. F.; ZHANG, M.; BOONE, D. A. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface: a review. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 38, n. 2, p. 161–74, 2001. ISSN 0748-7711. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11392649>>. Citado na página 24.

- 43 MORENO, J. C. et al. Wearable Robot Technologies. In: *Wearable Robots*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2008. cap. 6, p. 165–200. ISBN 9780470987667. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9780470987667.ch6>><http://doi.wiley.com/10.1002/9780470987667.ch6>>. Citado 8 vezes nas páginas 24, 27, 31, 32, 33, 48, 68 e 69.
- 44 TAMEZ-DUQUE, J. et al. Real-Time Strap Pressure Sensor System for Powered Exoskeletons. *Sensors*, v. 15, n. 2, p. 4550–4563, feb 2015. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/15/2/4550>>. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 34.
- 45 SIM, J. K.; YOON, S.; CHO, Y.-H. Wearable Sweat Rate Sensors for Human Thermal Comfort Monitoring. *Scientific Reports*, Springer US, v. 8, n. 1, p. 1181, dec 2018. ISSN 2045-2322. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/s41598-018-19239-8>><http://www.nature.com/articles/s41598-018-19239-8>>. Citado na página 24.
- 46 LYDER, C. H.; AYELLO, E. A. Pressure Ulcers: A Patient Safety Issue. *Patient Safety and Quality: An Evidence-Based Handbook for Nurses*, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21328751>>. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 34.
- 47 PONS, J. *Wearable Robots*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2008. 1–360 p. ISSN 1098-6596. ISBN 9780470987667. Disponível em: <<https://www.cambridge.org/core/product/identifier/CBO9781107415324A009/type/book>><http://doi.wiley.com/10.1002/9780470987667>>. Citado 6 vezes nas páginas 27, 28, 30, 32, 33 e 36.
- 48 LEE, H. et al. The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, v. 13, n. 8, p. 1491–1497, 2012. ISSN 12298557. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- 49 WALSH, C.; PASCH, K.; HERR, H. An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. In: *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, 2006. p. 1410–1415. ISBN 1-4244-0258-1. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/4058569/>>. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 32.
- 50 CHEN, G. et al. A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 41, n. 4-5, p. 343–363, 2013. ISSN 0278-940X. Disponível em: <<http://www.dl.begellhouse.com/journals/4b27cbfc562e21b8,4566441101015d3d,3624fb0158cb6809.html>>. Citado na página 27.
- 51 LIMA, J. P. S. *Avaliação Biomecânica da Marcha com Exoesqueleto Robótico em Sujeitos com AVC Crônico*. 0–101 p. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Espírito Santo, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- 52 LEAL-JUNIOR, A. et al. Fiber Bragg Gratings in CYTOP Fibers Embedded in a 3D-Printed Flexible Support for Assessment of Human–Robot Interaction Forces. *Materials*, v. 11, n. 11, p. 2305, nov 2018. ISSN 1996-1944. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1996-1944/11/11/2305>>. Citado na página 27.
- 53 LI, M. et al. Towards Online Estimation of Human Joint Muscular Torque with a Lower Limb Exoskeleton Robot. *Applied Sciences*, v. 8, n. 9, p. 1610, sep 2018. ISSN 2076-3417. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/2076-3417/8/9/1610>>. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 32.

- 54 FERRIS, D. P.; SAWICKI, G. S.; DALEY, M. A. A Physiologist's Perspective on Robotic Exoskeletons for Human Locomotion. *International Journal of Humanoid Robotics*, v. 04, n. 03, p. 507–528, sep 2007. ISSN 0219-8436. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2185037/pdf/nihms33933.pdf>><http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219843607001138>>. Citado na página 28.
- 55 DÍAZ, I.; GIL, J. J.; SÁNCHEZ, E. Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. *Journal of Robotics*, v. 2011, n. i, p. 1–11, 2011. ISSN 1687-9600. Disponível em: <<http://www.hindawi.com/journals/jr/2011/759764/>>. Citado na página 28.
- 56 VOLPE, B. T. et al. Robotic Devices as Therapeutic and Diagnostic Tools for Stroke Recovery. *Archives of Neurology*, v. 66, n. 9, p. 1086–1090, sep 2009. ISSN 0003-9942. Disponível em: <<http://archneur.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/archneurol.2009.182>>. Citado na página 28.
- 57 DZAHIR, M.; YAMAMOTO, S.-i. Recent Trends in Lower-Limb Robotic Rehabilitation Orthosis: Control Scheme and Strategy for Pneumatic Muscle Actuated Gait Trainers. *Robotics*, v. 3, n. 2, p. 120–148. ISSN 2218-6581. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/2218-6581/3/2/120/>>. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 33.
- 58 YOUNG, A. J.; FERRIS, D. P. State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 25, n. 2, p. 171–182, feb 2017. ISSN 1534-4320. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/ielx7/7333/4359219/07393837.pdf?tp={&}arnumber=7393837{&}isnumber=4359219>><http://ieeexplore.ieee.org/document/73>>. Citado na página 28.
- 59 VEALE, A. J.; XIE, S. Q. Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies. *Medical Engineering & Physics*, Elsevier Ltd, v. 38, n. 4, p. 317–325, apr 2016. ISSN 13504533. Disponível em: <10.1016/j.medengphy.2016.01.010><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135045331600031X>>. Citado na página 28.
- 60 DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 24, n. 1, p. 144–158, feb 2008. ISSN 1552-3098. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/4456745/>>. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 32.
- 61 CAI, V. A. D. et al. Transparency enhancement for an active knee orthosis by a constraint-free mechanical design and a gait phase detection based predictive control. *Meccanica*, Springer Netherlands, v. 52, n. 3, p. 729–748, feb 2017. ISSN 0025-6455. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s11012-016-0575-z>>. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 30.
- 62 WESTLAKE, K. P.; PATTEN, C. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 6, n. 1, p. 1–11, 2009. ISSN 17430003. Citado na página 28.
- 63 ROSSI, S. M. M. de et al. Sensing pressure distribution on a lower-limb exoskeleton physical Human-Machine Interface. *Sensors*, v. 11, n. 1, p. 207–227, 2011. ISSN 14248220. Citado 3 vezes nas páginas 29, 32 e 35.

- 64 DOS SANTOS, W. M. et al. Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 447–451, 2017. ISSN 19457901. Citado na página 30.
- 65 LONG, Y. et al. Development of a lower extremity wearable exoskeleton with double compact elastic module: preliminary experiments. *Mechanical Sciences*, v. 8, n. 2, p. 249–258, aug 2017. ISSN 2191-916X. Disponível em: <<https://www.mech-sci.net/8/249/2017/>>. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 45.
- 66 N. LATIF A. SHAARI, IDA S. MD ISA, T. C. J. Torque Analysis of the Lower Limb Exoskeleton Robot Design. *ARPJ Journal of Engineering and Applied Sciences*, v. 10, n. 19, p. 9140–9149, 2015. ISSN 18196608. Disponível em: <http://www.arpnjournals.org/jeas/research/{_}papers/rp/{_}2015/jeas/{_}1015>. Citado na página 30.
- 67 WINTER, D. *Biomechanics and motor control of human movement*. Fourth. [S.l.: s.n.], 2009. 158 p. ISBN 9780470398180. Citado na página 32.
- 68 RUETERBORIES, J. et al. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical engineering & physics*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, v. 32, n. 6, p. 545–52, jul 2010. ISSN 1873-4030. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20435502>>. Citado na página 32.
- 69 LÓPEZ, D. R.; NETO, A. F.; BASTOS, T. F. Reconocimiento en-línea de acciones humanas basado en patrones de RWE aplicado en ventanas dinámicas de momentos invariantes. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, v. 11, n. 2, p. 202–211, apr 2014. ISSN 16977912. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.riai.2013.09.009https://polipapers.upv.es/index.php/RIAI/article/view/9460>>. Citado na página 32.
- 70 ALFONSO, M. R.; FRIZERA, A.; CÔCO, K. F. Magnetic, Angular Rate and Gravity Sensor System Fusion for Orientation Estimation. In: *Studies in Health Technology and Informatics*. [S.l.: s.n.], 2015. v. 217, n. September, p. 261–266. ISBN 9781614995654. ISSN 18798365. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 33.
- 71 SOUIT, C. et al. Design of a lower limb exoskeleton for experimental research on gait control. In: *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. IEEE, 2016. v. 2016-July, p. 1098–1103. ISBN 978-1-5090-3287-7. ISSN 21551774. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7523778/>>. Citado na página 32.
- 72 PONS, J. et al. Biomedical instrumentation based on piezoelectric ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, v. 27, n. 13-15, p. 4191–4194, jan 2007. ISSN 09552219. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0955221907001665>>. Citado na página 32.
- 73 ALAQTASH, M. et al. Application of wearable sensors for human gait analysis using fuzzy computational algorithm. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, v. 24, n. 6, p. 1018–1025, sep 2011. ISSN 09521976. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0952197611000765>>. Citado na página 32.
- 74 HERBIN, P. Design and modeling of an exoskeleton torque sensor. *Scientific Journals of the Maritime University of Szczecin*, v. 2017, n. iMMC, p. 476–479, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 57.

- 75 SADUN, A. S.; JALANI, J.; SUKOR, J. A. Force Sensing Resistor (FSR): a brief overview and the low-cost sensor for active compliance control. *First International Workshop on Pattern Recognition*, v. 10011, n. July 2016, p. 1001112, 2016. Citado na página 33.
- 76 HERR, H. Exoskeletons and orthoses: Classification, design challenges and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 6, n. 1, p. 1–9, 2009. ISSN 17430003. Citado na página 33.
- 77 FAVRE, J. et al. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 42, n. 14, p. 2330–2335, oct 2009. ISSN 00219290. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009003649>>. Citado na página 33.
- 78 DELLA, U. et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4 : assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. v. 21, p. 226–237, 2005. Citado na página 33.
- 79 HANLON, M.; ANDERSON, R. Real-time gait event detection using wearable sensors. *Gait and Posture*, v. 30, n. 4, p. 523–527, 2009. ISSN 09666362. Citado na página 33.
- 80 SÁNCHEZ MANCHOLA, M. D. S. et al. Gait Phase Detection for Lower-Limb Exoskeletons using Foot Motion Data from a Single Inertial Measurement Unit in Hemiparetic Individuals. *Sensors*, v. 19, n. 13, p. 2988, jul 2019. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/19/13/2988>>. Citado na página 33.
- 81 SHEPHERD, M. K.; ROUSE, E. J. Design and Validation of a Torque-Controllable Knee Exoskeleton for Sit-to-Stand Assistance. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 22, n. 4, p. 1695–1704, aug 2017. ISSN 1083-4435. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7929341/>>. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 57.
- 82 NICHOLSON, G. P. et al. A method for determining the heat transfer and water vapour permeability of patient support systems. *Medical Engineering and Physics*, v. 21, n. 10, p. 701–712, 1999. ISSN 13504533. Citado na página 33.
- 83 QUANDT, B. M. et al. Body-Monitoring and Health Supervision by Means of Optical Fiber-Based Sensing Systems in Medical Textiles. *Advanced Healthcare Materials*, v. 4, n. 3, p. 330–355, feb 2015. ISSN 21922640. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/adhm.201400463>>. Citado na página 34.
- 84 NUUTINEN, J. et al. A closed unventilated chamber for the measurement of transepidermal water loss. *Skin Research and Technology*, v. 9, n. 2, p. 85–89, 2003. ISSN 0909752X. Citado 2 vezes nas páginas 34 e 72.
- 85 YUSUF, S. et al. Microclimate and development of pressure ulcers and superficial skin changes. *International Wound Journal*, v. 12, n. 1, p. 40–46, feb 2015. ISSN 17424801. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/iwj.12048>>. Citado na página 34.
- 86 SCHUKAR, M. et al. Optical fibre sensors embedded into medical textiles for monitoring of respiratory movements in MRI environment. *Third European Workshop on Optical Fibre Sensors*, v. 6619, n. July 2007, p. 66191R, 2007. Citado na página 35.

- 87 DOMINGUES, M. d. F. F.; RADWAN, A. *Optical Fiber Sensors for IoT and Smart Devices*. Cham: Springer International Publishing, 2017. (SpringerBriefs in Electrical and Computer Engineering). ISBN 978-3-319-47348-2. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-47349-9>>. Citado na página 35.
- 88 MIGNANI, A. G.; BALDINI, F. Biomedical sensors using optical fibres. *Reports on Progress in Physics*, v. 59, n. 1, p. 1–28, jan 1996. ISSN 0034-4885. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0034-4885/77/i=5/a=056502?key=crossref.49b9725ecc7c88123d69687be830e911http://stacks.iop.org/0034-4885/59/i=1/a=001?key=crossref.eff48e3dbf3e96fec07a3413b5203722>>. Citado na página 35.
- 89 BILRO, L. M. B. Metrologia óptica com fibra polimérica Lúcia. 2011. Citado na página 36.
- 90 LEAL-JUNIOR, A. G. et al. Polymer optical fiber strain gauge for human-robot interaction forces assessment on an active knee orthosis. *Optical Fiber Technology*, Elsevier, v. 41, n. December 2017, p. 205–211, mar 2018. ISSN 10685200. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.yofte.2018.02.001https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1068520017306739>>. Citado na página 36.
- 91 LEAL-JUNIOR, A. G. et al. Polymer Optical Fiber for Angle and Torque Measurements of a Series Elastic Actuator's Spring. *Journal of Lightwave Technology*, v. 36, n. 9, p. 1698–1705, may 2018. ISSN 0733-8724. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/8245775/>>. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 46.
- 92 LEAL-JUNIOR, A. G. et al. Quasi - Distributed Torque and Displacement Sensing on a Series Elastic Actuator ' s Spring using FBG arrays inscribed in CYTOP Fibers. *IEEE Sensors Journal*, v. 19, n. 11, p. 4054 – 4061, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 38.
- 93 AVELLAR, L. M. et al. POF Smart Carpet: A Multiplexed Polymer Optical Fiber-Embedded Smart Carpet for Gait Analysis. *Sensors*, v. 19, n. 15, p. 3356, jul 2019. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/19/15/3356>>. Citado na página 36.
- 94 LEAL-JUNIOR, A. G. et al. 3D-printed POF insole : Development and applications of a low-cost , highly customizable device for plantar pressure and ground reaction forces monitoring. *Optics and Laser Technology*, Elsevier Ltd, v. 116, n. January, p. 256–264, 2019. ISSN 0030-3992. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2019.03.035>>. Citado na página 36.
- 95 MEN, L.; LU, P.; CHEN, Q. Intelligent multiparameter sensing with fiber Bragg gratings. *Applied Physics Letters*, v. 93, n. 7, p. 1–4, 2008. ISSN 00036951. Citado na página 36.
- 96 KERSEY, A. D. et al. Fiber Grating Sensors. *Journal of Lightwave Technology*, v. 15, n. 8, p. 1442–1463, 1997. Citado na página 36.
- 97 MISHRA, V. et al. Fiber grating sensors in medicine: Current and emerging applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, Elsevier B.V., v. 167, n. 2, p. 279–290, jun 2011. ISSN 09244247. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092442471100118Xhttps://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092442471100118X>>. Citado na página 36.

- 98 DA SILVA MARQUES, R. Corrosion Resistant FBG-Based Quasi-Distributed Sensor for Crude Oil Tank Dynamic Temperature Profile Monitoring. *Sensors*, v. 15, n. 12, p. 30693–30703, dec 2015. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84949309227&partnerID=tZOtx3y1http://www.mdpi.com/1424-8220/15/12/29>>. Citado 3 vezes nas páginas 36, 38 e 39.
- 99 HAYANO, H.; MITA, A. FBG strain sensor with simple temperature compensation mechanism. *Structural Engineering / Earthquake Engineering*, v. 22, n. 2, p. 167s–173s, 2005. ISSN 0289-8063. Disponível em: <<http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/jsceseee/22.167s?from=CrossRef>>. Citado na página 36.
- 100 POSSETTI, G. R. C. et al. Metrological evaluation of optical fiber grating-based sensors: An approach towards the standardization. *Journal of Lightwave Technology*, 2012. ISSN 07338724. Citado na página 36.
- 101 DA SILVA FERREIRA, A. FBG Sensing Glove for Monitoring Hand posture. *IEEE Sensors Journal*, v. 11, n. 10, p. 2442–2448, 2011. ISSN 1530437X. Citado na página 36.
- 102 TSIOKOS, D. et al. Fiber Optic-Based Pressure Sensing Surface for Skin Health Management in Prosthetic and Rehabilitation Interventions. *Biomedical Engineering - Technical Applications in Medicine*, 2012. Citado na página 36.
- 103 JIANG, Q. et al. Design and research of wrist force sensor based on FBG. In: *2013 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA)*. IEEE, 2013. p. 390–395. ISBN 978-1-4799-1334-3. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6720329/>>. Citado na página 36.
- 104 KALINOWSKI, H. J. et al. Application of Fibre Bragg Grating Sensors in Biomechanics. *Trends in Photonics*, v. 661, n. 2, p. 315–343, 2010. Disponível em: <<http://www.dainf.ct.utfpr.edu.br/~hypolito/LicFis/ProofChap10TrendsPhotonics.p>>. Citado na página 36.
- 105 ALWIS, L.; SUN, T.; GRATAN, K. Optical fibre-based sensor technology for humidity and moisture measurement: Review of recent progress. *Measurement*, Elsevier Ltd, v. 46, n. 10, p. 4052–4074, dec 2013. ISSN 02632241. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.measurement.2013.07.030https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224113003291>>. Citado 5 vezes nas páginas 36, 39, 40, 42 e 59.
- 106 ZRELLI, A.; BOUYAHI, M.; EZZEDINE, T. Simultaneous monitoring of humidity and strain based on Bragg sensor. *Optik*, Elsevier GmbH, v. 127, n. 18, p. 7326–7331, sep 2016. ISSN 00304026. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijleo.2016.04.025https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0030402616302996>>. Citado na página 36.
- 107 DOMINGUES, M. F. et al. Insole optical fiber sensor architecture for remote gait analysis - an eHealth Solution. *IEEE Internet of Things Journal*, v. 4662, n. c, 2017. ISSN 23274662. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 39.
- 108 HILL, K.; MELTZ, G. Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview. *Journal of Lightwave Technology*, v. 15, n. 8, p. 1263–1276, 1997. ISSN 07338724. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/618320/>>. Citado 4 vezes nas páginas 36, 37, 38 e 40.

- 109 HILL, K. O. et al. Photosensitivity in optical fiber waveguides: Application to reflection filter fabrication. *Applied Physics Letters*, v. 32, n. 10, p. 647–649, 1978. ISSN 10773118. Citado na página 37.
- 110 MELTZ, G.; MOREY, W. W.; GLENN, W. H. Formation of Bragg gratings in optical fibers by a transverse holographic method. *Optics letters*, v. 14, n. 15, p. 823–825, 1989. ISSN 0146-9592. Citado na página 37.
- 111 BARBOSA, C. L. et al. Fabricação e Caracterização de Grades de Bragg através do Uso da Técnica da Máscara de Fase. *Revista Científica Periódica - Telecomunicações*, v. 3, n. 2, p. 22–26, 2000. Disponível em: <papers3://publication/uuid/220650EB-9C10-4491-ABD0-2B1C72223494>. Citado na página 38.
- 112 THEODOSIOU, A. et al. Modified fs-Laser Inscribed FBG Array for Rapid Mode Shape Capture of Free-Free Vibrating Beams. *IEEE Photonics Technology Letters*, v. 28, n. 14, p. 1509–1512, jul 2016. ISSN 1041-1135. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7458831/>. Citado na página 38.
- 113 LEAL-JUNIOR, A. et al. Plane-by-Plane Written, Low-Loss Polymer Optical Fiber Bragg Grating Arrays for Multiparameter Sensing in a Smart Walker. *IEEE Sensors Journal*, v. 19, n. 20, p. 9221–9228, 2019. Citado na página 38.
- 114 DÍAZ, C. A. et al. A cost-effective edge-filter based FBG interrogator using catastrophic fuse effect micro-cavity interferometers. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, v. 124, n. February, p. 486–493, 2018. ISSN 02632241. Citado na página 38.
- 115 WEI, P. et al. An Economical Fiber Bragg Grating Interrogator for Medium-Scale Sensing Application. *IEEE Photonics Technology Letters*, IEEE, v. 28, n. 12, p. 1306–1308, 2016. ISSN 10411135. Citado na página 38.
- 116 LIACOURAS, P. et al. Fiber Bragg Gratings Embedded in 3D-Printed Scaffolds. 2015. Disponível em: <http://arxiv.org/abs/1508.01156>. Citado na página 38.
- 117 ROCHA, R. P. et al. FBG in PVC foils for monitoring the knee joint movement during the rehabilitation process. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, p. 458–461, 2011. ISSN 1557170X. Citado na página 38.
- 118 ZELENÝ, R.; VČELÁK, J. Strain Measuring 3D Printed Structure with Embedded Fibre Bragg Grating. *Procedia Engineering*, Elsevier B.V., v. 168, p. 1338–1341, 2016. ISSN 18777058. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2016.11.367>. Citado na página 38.
- 119 XU, Y. et al. The Boom in 3D-Printed Sensor Technology. *Sensors*, v. 17, n. 5, p. 1166, may 2017. ISSN 1424-8220. Disponível em: <http://www.mdpi.com/1424-8220/17/5/1166>. Citado 2 vezes nas páginas 38 e 39.
- 120 YEO, T.; SUN, T.; GRATAN, K. Fibre-optic sensor technologies for humidity and moisture measurement. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 144, n. 2, p. 280–295, jun 2008. ISSN 09244247. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424708000836>. Citado na página 38.

- 121 BAI, W. et al. Novel polyimide coated fiber Bragg grating sensing network for relative humidity measurements. *Optics Express*, v. 24, n. 4, p. 3230, feb 2016. ISSN 1094-4087. Disponível em: <<https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=oe-24-4-3230>>. Citado 2 vezes nas páginas 38 e 39.
- 122 HONG, C.; ZHANG, Y.; BORANA, L. Design, Fabrication and Testing of a 3D Printed FBG Pressure Sensor (January2019). *IEEE Access*, IEEE, v. 7, p. 1–1, 2019. Citado na página 39.
- 123 ZUBEL, M. G. et al. Embedding silica and polymer fibre Bragg gratings (FBG) in plastic 3D-printed sensing patches. In: KALLI, K.; MENDEZ, A. (Ed.). [s.n.], 2016. v. 9886, p. 98860N. ISBN 9781510601314. ISSN 1996756X. Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2228753>>. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 40.
- 124 BLYLER, L. L. et al. Polymer Materials for Optical Fiber Coating. In: *Adhesives, Sealants, and Coatings for Space and Harsh Environments*. [s.n.], 1987. p. 410–416. ISBN 9780841214064. Disponível em: <<http://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/bk-1987-0346.ch034>>. Citado na página 39.
- 125 LI, W. et al. The study of enhancing temperature sensitivity for FBG temperature sensor. *Proceedings of the 2009 International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, v. 5, n. July, p. 2746–2749, 2009. Citado na página 39.
- 126 CHAI, J. et al. Optical fiber sensors based on novel polyimide for humidity monitoring of building materials. *Optical Fiber Technology*, Elsevier, v. 41, n. December 2017, p. 40–47, 2018. ISSN 10685200. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.yofte.2017.12.013>>. Citado na página 39.
- 127 KURKJIAN, C. R.; KRAUSE, J. T.; MATTHEWSON, M. J. Strength and Fatigue of Silica Optical Fibers. *Journal of Lightwave Technology*, v. 7, n. 9, p. 1360–1370, 1989. ISSN 15582213. Citado na página 39.
- 128 RIVERO, P. J.; GOICOECHEA, J.; ARREGUI, F. J. Optical fiber sensors based on polymeric sensitive coatings. *Polymers*, v. 10, n. 3, p. 1–26, 2018. ISSN 20734360. Citado na página 39.
- 129 KANELLOS, G. T. et al. Enhanced durability FBG-based sensor pads for biomedical applications as human-machine interface surfaces. *2011 International Workshop on Biophotonics, BIOPHOTONICS 2011*, p. 26–28, 2011. Citado na página 39.
- 130 WANG, L.; FANG, N.; HUANG, Z. Polyimide-Coated Fiber Bragg Grating Sensors for Humidity Measurements. In: *High Performance Polymers - Polyimides Based - From Chemistry to Applications*. InTech, 2012. v. 2, p. 64. ISBN 9789537619992. Disponível em: <<http://www.intechopen.com/books/high-performance-polymers-polyimides-based-from-chemistry-to-applications/polyimide-coated-fiber-bragg-grating-sensors-for-humidity-measurements>>. Citado 3 vezes nas páginas 39, 41 e 64.
- 131 KUZNETSOV, V. E. et al. Strength of PLA components fabricated with fused deposition technology using a desktop 3D printer as a function of geometrical parameters of the process. *Polymers*, v. 10, n. 3, 2018. ISSN 20734360. Citado na página 40.

- 132 ENRÍQUEZ, D. A. C. *Análise de Sensores Baseados em Fibra Óptica*. Tese (Doutorado) — Instituto Militar de Engenharia CAP., 2011. Citado na página 40.
- 133 CANEVAROLO, S. *Ciência dos polímeros*. 2. ed. São Paulo: [s.n.], 2006. 228 p. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.
- 134 GUO, Y. et al. A three-axis force fingertip sensor based on fiber Bragg grating. *Sensors and Actuators A: Physical*, Elsevier B.V., v. 249, p. 141–148, oct 2016. ISSN 09244247. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2016.08.020><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924424716303958>>. Citado na página 40.
- 135 TROVÃO, R.; LIMA, P. D. *Development of Embedded Fiber Bragg Grating Sensors using 3D Printing Technique*. Tese (Doutorado) — Universidade do Porto, 2017. Citado na página 40.
- 136 LEAL-JUNIOR, A. et al. Application of Additive Layer Manufacturing Technique on the Development of High Sensitive Fiber Bragg Grating Temperature Sensors. *Sensors*, v. 18, n. 12, p. 4120, nov 2018. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/18/12/4120>>. Citado na página 40.
- 137 YEO, T. L. et al. Characterisation of a polymer-coated fibre Bragg grating sensor for relative humidity sensing. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, v. 110, n. 1, p. 148–156, 2005. ISSN 09254005. Citado 3 vezes nas páginas 41, 42 e 64.
- 138 LIN, Y. et al. Polyimide-coated fiber Bragg grating for relative humidity sensing. *Photonic Sensors*, v. 5, n. 1, p. 60–66, mar 2015. ISSN 1674-9251. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s13320-014-0218-8>>. Citado 3 vezes nas páginas 42, 61 e 64.
- 139 DING, F. et al. Experimental study on humidity sensing using a FBG sensor with polyimide coating. In: *Asia Communications and Photonics Conference and Exhibition*. IEEE, 2010. v. 7990, p. 280–281. ISBN 978-1-4244-7111-9. ISSN 21622701. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/5682724/>>. Citado na página 42.
- 140 CARPINO, G. et al. A Novel Compact Torsional Spring for Series Elastic Actuators for Assistive Wearable Robots. *Journal of Mechanical Design*, v. 134, n. 12, p. 121002, oct 2012. ISSN 1050-0472. Disponível em: <<http://mechanicaldesign.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?doi=10.1115/1.4007695>>. Citado na página 45.
- 141 YU, H. et al. Human–Robot Interaction Control of Rehabilitation Robots With Series Elastic Actuators. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 31, n. 5, p. 1089–1100, oct 2015. ISSN 1552-3098. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7177120/>>. Citado na página 45.
- 142 PRATT, G.; WILLIAMSON, M. Series elastic actuators. In: MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY,. *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots*. IEEE Comput. Soc. Press, 1995. v. 1, n. 1524, p. 399–406. ISBN 0-8186-7108-4. ISSN 0143991X. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=525827><http://ieeexplore.ieee.org/document/525827/>>. Citado na página 45.
- 143 VENEMAN, J. et al. Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation*

Engineering, v. 15, n. 3, p. 379–386, sep 2007. ISSN 1534-4320. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/4303113/>>. Citado na página 46.

144 KIM, J. M. et al. Enhanced strain measurement range of an FBG sensor embedded in seven-wire steel strands. *Sensors (Switzerland)*, v. 17, n. 7, 2017. ISSN 14248220. Citado na página 47.

145 JIN, W. Simultaneous measurement of strain and temperature: error analysis. *Optical Engineering*, v. 36, n. 2, p. 598, feb 1997. ISSN 0091-3286. Disponível em: <<http://opticalengineering.spiedigitallibrary.org/article.aspx?articleid=1074651><http://opticalengineering.spiedigitallibrary.org/article.aspx?doi=10.1117/1.601233>>. Citado na página 50.

146 LU, P.; MEN, L.; CHEN, Q. Resolving cross sensitivity of fiber Bragg gratings with different polymeric coatings. *Applied Physics Letters*, v. 92, n. 17, p. 171112, apr 2008. ISSN 0003-6951. Disponível em: <<http://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.2919796>>. Citado na página 50.

147 RAMAKRISHNAN, M. et al. Overview of Fiber Optic Sensor Technologies for Strain/Temperature Sensing Applications in Composite Materials. *Sensors*, v. 16, n. 1, p. 99, jan 2016. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/16/1/99>>. Citado na página 50.

148 DIAZ, C. A. R. et al. Liquid Level Measurement Based on FBG-Embedded Diaphragms With Temperature Compensation. *IEEE Sensors Journal*, v. 18, n. 1, p. 193–200, jan 2018. ISSN 1530-437X. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/8093646/>>. Citado na página 50.

149 LIN, Y.-k. et al. Using Three-Dimensional Printing Technology to Produce a Novel Optical Fiber Bragg Grating Pressure Sensor. *Sensors and Materials*, v. 28, n. 5, p. 389–394, 2016. ISSN 0914-4935. Disponível em: <<http://myukk.org/SM1189.html>>. Citado na página 59.

150 ASCORBE, J. et al. Recent developments in fiber optics humidity sensors. *Sensors (Switzerland)*, v. 17, n. 4, p. 1–23, 2017. ISSN 14248220. Citado 2 vezes nas páginas 59 e 60.

151 LIAW, D.-J. et al. Advanced polyimide materials: Syntheses, physical properties and applications. *Progress in Polymer Science*, Elsevier Ltd, v. 37, n. 7, p. 907–974, jul 2012. ISSN 00796700. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2012.02.005><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079670012000214>>. Citado na página 59.

152 LU, P.; MEN, L.; CHEN, Q. Tuning the sensing responses of polymer-coated fiber Bragg gratings. *Journal of Applied Physics*, v. 104, n. 11, 2008. ISSN 00218979. Citado na página 64.

153 GUY, R. H. Handbook of non-invasive methods and the skin. *Journal of Controlled Release*, v. 42, n. 1, p. 102, oct 1996. ISSN 01683659. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/016836599601365X>>. Citado 2 vezes nas páginas 65 e 69.

- 154 GREEN, J.; DYER, I. Measurement of humidity. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, Elsevier Ltd., v. 10, n. 1, p. 45–47, jan 2009. ISSN 14720299. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.mpaic.2008.11.016><https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1472029908002877>>. Citado na página 68.
- 155 LIU, Z. et al. In-Depth Investigation into the Transient Humidity Response at the Body-Seat Interface on Initial Contact Using a Dual Temperature and Humidity Sensor. *Sensors*, v. 19, n. 6, p. 1471, mar 2019. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/19/6/1471>>. Citado na página 69.
- 156 BRUECK, A. et al. A real-time wireless sweat rate measurement system for physical activity monitoring. *Sensors (Switzerland)*, v. 18, n. 2, 2018. ISSN 14248220. Citado na página 72.