

Sensor táctil LPG encapsulado em PLA por modelagem de deposição fundida

Renato Luiz

Departamento de Circuitos Elétricos
Universidade Federal de Juiz de Fora
Juiz de Fora, Brasil

Felipe Oliveira Barino

Departamento de Circuitos Elétricos
Universidade Federal de Juiz de Fora
Juiz de Fora, Brasil
felipe.barino@engenharia.ufjf.br

Alexandre Bessa dos Santos

Departamento de Circuitos Elétricos
Universidade Federal de Juiz de Fora
Juiz de Fora, Brasil

Resumo—Este trabalho apresenta um sensor táctil baseado em uma rede de período longo em fibra (LPG) induzida por arco elétrico e encapsulada em ácido polilático usando modelagem por deposição de material fundido (impressão 3D). O processo de encapsulamento com impressão 3D oferece uma grande flexibilidade, facilidade de customização, velocidade de prototipação e baixo custo. Uma LPG foi fabricada, encapsulada pelo método proposto, calibrada para medição de forças e avaliada. Foi obtido que o sensor pode detectar uma força com incerteza de 0,1 N, considerando 95% de confiança.

Keywords—sensor óptico, sensor táctil, medição de força, impressão 3D, análise de incertezas

I. INTRODUÇÃO

Sensores tácteis são utilizados para mensuração de forças aplicadas a uma estrutura e são extremamente importante na robótica, este é essencial para a percepção e controle dos robôs. De fato, a mensuração de forças é um tópico que chama atenção dos roboticistas desde o início da robótica [1]. Recentemente, a interpretação e processamento de dados provenientes do toque tem ganhado atenção [2]; como mapeamento de superfícies por tato [3], por exemplo. Mas para tal, o desenvolvimento de sensores robustos, efetivos e confiáveis é necessário.

Sensores ópticos a fibra são bons candidatos para sensores tácteis, principalmente em ambientes hostis. Este ramo da óptica vem ganhado atenção devido às características intrínsecas a estes sensores, como tamanho compacto, imunidade a ruído eletromagnético, alta resistência a corrosão, boa estabilidade, facilidade de multiplexação e transmissão dos dados. Além do mais, o crescimento no mercado de telecomunicações levou a um aumento no número de fornecedores e na oferta de componentes ópticos a um custo competitivo, favorecendo também a tecnologia de sensores ópticos [4].

No campo de sensores tácteis, algumas propostas utilizando sensores a fibra são encontradas na literatura. Em [5] os autores demonstram o uso de um arranjo de redes de Bragg em fibra (FBG) coberto por polidimetilsiloxano, que oferece uma superfície sensível à pressão. Outras propostas semelhantes fazem o uso de outros polímeros ou silicone [6], [7].

A manufatura aditiva por meio de impressoras 3D é tida como uma importante tecnologia da terceira revolução industrial [8], é um processo que oferece rápida prototipagem,

fabricação de estruturas complexas por demanda com uso eficiente de materiais, que tem sido utilizada para incorporar dispositivos variados nas mais diversas e complexas estruturas [9]–[11], incluindo sensores a fibra, como FBGs para monitoramento de saúde estrutural [12], sensor FBG para medição de pressão [13], e vestíveis com sensores ópticos de temperatura, umidade e força [14].

Ao mesmo tempo, próteses e robôs fabricados por meio de impressoras 3D têm se popularizado, incluindo projetos de *open-source*, oferecendo uma fabricação simples, acessível e customizada [15]–[20]. Neste contexto, este trabalho apresenta um sensor táctil em fibra óptica simples e de baixo custo, fabricado por *fused deposition modelling* (FDM) com auxílio de uma impressora 3D para encapsulamento em ácido polilático (PLA). As características deste tipo de sensor fazem dele um bom candidato para mensuração de forças e o encapsulamento por FDM pode favorecer a construção de estruturas sensíveis, responsivas, e sob constante monitoramento estrutural.

O transdutor utilizado neste trabalho é uma rede de período longo em fibra (LPG), um sensor a fibra óptica fácil e barato de fabricar. Redes de difração em fibra são dispositivos passivos fabricados na própria fibra óptica através da modulação periódica das propriedades do guia de onda [21]. LPGs e FBGs são duas classes deste tipo de dispositivo, mas apesar do uso das FBGs como sensores de deformação ser muito abordado na literatura do ramo de robótica [5]–[7], [22]–[26], elas geralmente são mais caras e difíceis de fabricar que as LPGs, devido ao período de modulação sub-micrométrico.

Recentemente, foi demonstrado o encapsulamento de sensores FBG utilizando impressora 3D [27], [28]. Os autores propõem esta técnica de encapsulamento como uma forma de proteger e prover melhor aderência do transdutor à estrutura sob monitoramento. Ao contrário, neste trabalho, propõe-se o encapsulamento do transdutor óptico na própria estrutura monitorada, tornando-a sensível ao toque, conforme ilustrado na Fig. 1.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

A. LPGs como transdutores de força

Como apresentado anteriormente, LPGs são fabricadas a partir de mudanças periódicas nas propriedades da fibra óptica, como índice de refração e geometria, o período destas

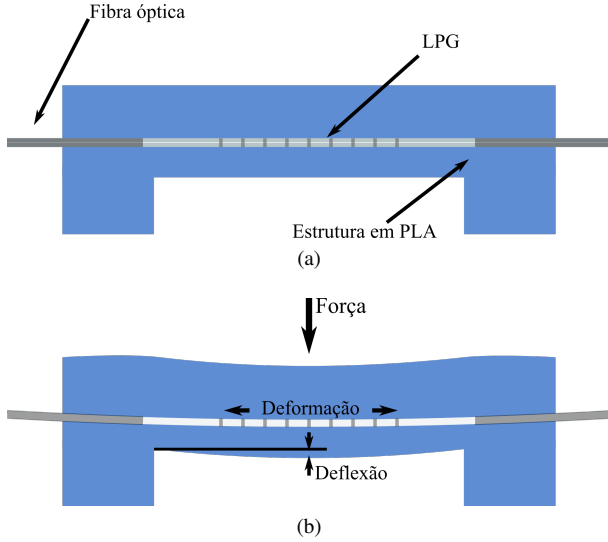


Figura 1. (a) Esquema da estrutura do sensor tátil e (b) o efeito da aplicação de uma força.

mudanças variam de dezenas a centenas de micrômetros [21]. Essa estrutura periódica é responsável por acoplar parte da energia contida no modo de propagação do núcleo da fibra para m modos de propagação na casca da fibra e, pelo espalhamento na interface casca-meio externo, essa energia é perdida. Este fenômeno causa bandas de atenuação no espectro de transmissão do transdutor centradas nos comprimentos de onda em que o acoplamento ocorre [21], [29]:

$$\lambda_{res}^m = (n_{eff,co} - n_{eff,cl}^m) \Lambda \quad (1)$$

onde λ_{res}^m é o m -ésimo comprimento de onda ressonante, Λ é o período da LPG, $n_{eff,co}$ e $n_{eff,cl}$ são os índices de refração efetivo do núcleo e da casca, respectivamente. Estes dois últimos parâmetros mudam de acordo com o ambiente em que a LPG está. Em particular com a deformação desta, por conta do 1) deformação física e 2) mudança no índice de refração do material pelo efeito foto-elástico, portanto, λ_{res}^m é uma função da deformação. A sensibilidade da LPG à deformação pode ser calculada por:

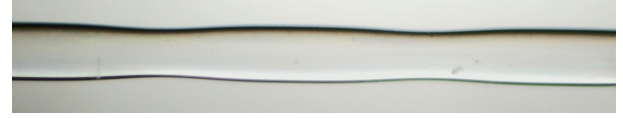
$$\frac{d\lambda_{res}}{d\epsilon} = \lambda_{res} \cdot \gamma \cdot (1 + \Gamma_{strain}) \quad (2)$$

$$\Gamma_{strain} = \frac{\eta_{co} n_{eff,co} - \eta_{cl} n_{eff,cl}^m}{n_{eff,co} - n_{eff,cl}^m} \quad (3)$$

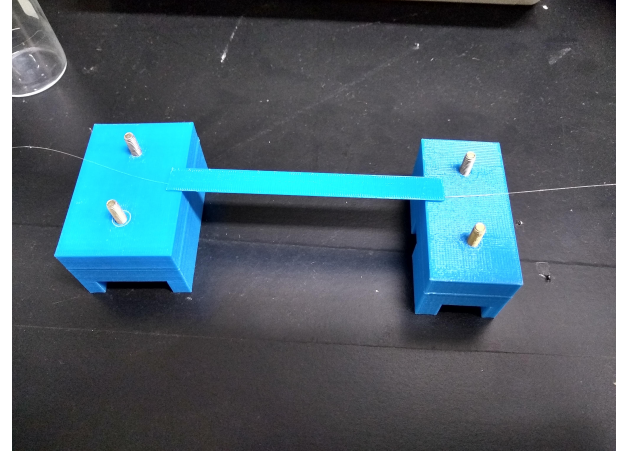
onde o sub-escrito *co* e *cl* denotam as propriedades do núcleo e da casca da fibra, respectivamente, enquanto η é o coeficiente elasto-óptico do material. Portanto, a força aplicada à estrutura mostrada na Fig. 1b pode ser correlacionada com a variação no comprimento de onda ressonante do transdutor LPG.

B. Fabricação e caracterização do sensor

A LPG usada neste trabalho foi fabricada usando a técnica do arco elétrico [30], uma técnica pontual de inscrição de LPGs em uma fibra óptica que induz mudanças no índice



(a)



(b)

Figura 2. (a) Micrografia do transdutor fabricado e (b) estrutura impressa com a LPG embutida.

de refração e no raio da fibra. O transdutor foi fabricado em fibra óptica padrão SMF-28 com vinte marcações de período $\Lambda = 500.0 \pm 0.5 \mu\text{m}$. Uma micrografia mostrando um período da LPG fabricada pode ser vista na Fig. 2a. Um paralelepípedo de dimensões $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} \times 1 \text{ mm}$ foi projetado e fabricado em uma impressora 3D MakerBot Replicator Z18. A LPG foi embutida nesta estrutura pausando o processo de impressão na camada desejada, fixando o transdutor centralizado na estrutura e continuando o processo de impressão, seguindo a mesma metodologia utilizada em FBGs [27], [28]. O sensor tátil resultante pode ser visto na Fig. 2b, que mostra a estrutura impressa com a fibra embutida posicionada para o procedimento de calibração.

Para calibrar o sensor, quatro massas distintas foram posicionadas na estrutura mostrada na Fig. 2b para exercer a força ilustrada na Fig. 1b. O procedimento de carregamento do sensor foi repetido quatro vezes para as massas: $0.0 \pm 0.5 \text{ g}$, $52.0 \pm 0.5 \text{ g}$, $83.0 \pm 0.5 \text{ g}$, $103.0 \pm 0.5 \text{ g}$ e $114.0 \pm 0.5 \text{ g}$. Durante todo o procedimento, a LPG foi iluminada por uma fonte luminosa OptoLink ELED (centrada em $\sim 1550 \text{ nm}$) e o espectro obtido utilizando um analisador de espectro óptico ThorLabs OSA203, em um ambiente com temperatura controlada (20°C). Os espectros obtidos foram suavizados utilizando filtro Savitz-Golay de segunda ordem e janela de 41 amostras, os resultados então foram interpolados para uma resolução de 0.5 pm e os comprimentos de onda ressonante extraídos.

Com estes dados, construiu-se a curva de calibração estática do sensor, que foi analisada pelo erro médio quadrático (RMSE), coeficiente de determinação (R^2), e distribuição dos resíduos. Enquanto o primeiro parâmetro indica quanto, em

média, o modelo linear se dispersa dos dados experimentais, o segundo quantifica quão bem o modelo explica os dados experimentais e, por último, a análise da distribuição dos resíduos estima a precisão e acurácia do sensor.

C. Medição e expressão de incertezas

Desde que os sensores a fibra óptica (FOS - do inglês *fiber-optic sensors*) foram desenvolvidos e seus testes de laboratórios comprovaram sua eficácia, diversos setores industriais demonstraram interesse em adotar esta tecnologia. Este crescente interesse pela tecnologia desencadeou em uma discussão a cerca da padronização dos FOS a partir de 2005. Este progresso da tecnologia dos FOS do uso em laboratório para o uso industrial é discutido em [31], enfatizando os principais esforços para padronização.

Os principais aspectos na avaliação e medição utilizando sensores ópticos, por um ponto de vista metrológico, são demonstrados em [32], [33]. Em geral, a confiabilidade de uma medição é influenciada por erros aleatórios e sistemáticos. Enquanto os erros sistemáticos podem ser identificados e eliminados, por calibração ou melhoria da metodologia de medição, por exemplo, os erros aleatórios não podem ser completamente eliminados e devem ser expressados em forma de uma incerteza da medição. Sendo assim, deve-se caracterizar e expressar as incertezas das medições.

Cada fonte de erro i deve ser expressa com relação à sua incerteza padrão u_i e grau de liberdade ν_i . Se esta incerteza foi obtida por análise estatística realizada em n observações independentes, ela é chamada de incerteza do Tipo A, enquanto uma incerteza obtida por outro meio (folha de dados de um equipamento, por exemplo) é uma incerteza do Tipo B.

Note que uma incerteza do Tipo A é obtida pelo desvio padrão da média das n observações, portanto, considera-se distribuição gaussiana para as medições. Para cálculo da incerteza de uma medição deve-se [34]: 1) obter cada incerteza padrão u_i , 2) e seu grau de liberdade ν_i , 3) determinar a incerteza combinada u_c , 4) determinar o grau de liberdade efetivo ν_{eff} e, enfim obter a incerteza expandida por meio da distribuição t -Student com ν_{eff} para o intervalo de confiança desejado. Após avaliação metrológica do sensor, comparou-se a incerteza estimada pelo modelo simplificado dos erros, calculado a partir da distribuição dos resíduos da curva de calibração estática, com a incerteza do modelo metrológico.

III. RESULTADOS

A. Calibração

A Figura 3 mostra a resposta do sensor (pontos) e sua curva de calibração (reta sólida) para um intervalo de massas entre 0 g e 114 g. Os pontos experimentais foram obtidos a partir da média de quatro experimentos independentes e sua incerteza determinada através do intervalo de confiança de 95% da distribuição t -Student. Já a curva de calibração foi obtida por meio do ajuste linear dos pontos experimentais utilizando o método dos mínimos quadrados, esta curva é:

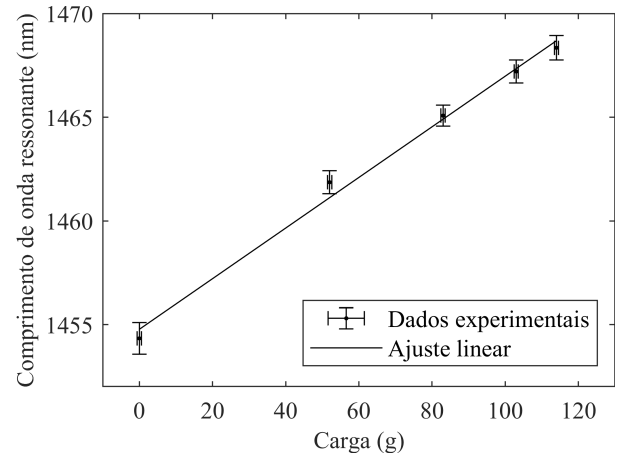


Figura 3. Curva de calibração do sensor tátil.

$$\lambda_{res}(m) = \lambda_{res0} + S_{res} \cdot m \quad (4)$$

em que $\lambda_{res}\{m\}$ é o comprimento de onda ressonante para uma massa m aplicada à estrutura do sensor, $\lambda_{res0} = 1454,8 \pm 1,5$ nm é o comprimento de onda ressonante quando $m = 0$ g (coeficiente linear da curva de calibração) e $S_{res} = 0,122 \pm 0,019$ nm g⁻¹ é a sensibilidade do sensor (coeficiente angular). Pode-se notar que a curva ajusta bem aos dados e que o modelo linear explica bem o comportamento do sensor, de fato, foi obtido $R^2 = 0,9928$ para o modelo linear ajustado.

A função inversa da equação (4) pode ser utilizada para determinar a massa aplicada, e consequentemente a força, veja:

$$m(\lambda_{res}) = \frac{\lambda_{res} - \lambda_{res0}}{S_{res}} \quad (5)$$

Já a incerteza padrão associada à medição da massa pelo sensor proposto, ou seja, a incerteza combinada das medições, é dada pela equação [32]:

$$u_m^2 = S_{res}^{-2} \cdot (u_{\lambda_{res}}^2 + u_{\lambda_{res0}}^2) + S_{res}^{-4} \cdot (\lambda_{res0} - \lambda_{res}) \cdot u_{S_{res}}^2 \quad (6)$$

em que $u_{\lambda_{res}}$ é a incerteza padrão da detecção do comprimento de onda ressonante, $u_{\lambda_{res0}}$ é a incerteza padrão do zero do sensor e $u_{S_{res}}$ é a incerteza padrão da sensibilidade do sensor. E a partir desta, pode-se determinar o erro de medição para um dado número de graus de liberdade ao nível de confiança desejado.

Analisou-se também a distribuição dos resíduos da medição, como base de comparação para o modelo metrológico do sensor. Na Figura 4 tem-se o histograma dos resíduos com a frequência demonstrada em azul no eixo y a esquerda e a função densidade de estimada mostrada em laranja no eixo y a direita.

Considerando que as medições seguem uma distribuição gaussiana [32], ajustou-se tal distribuição aos resíduos pelo estimador de máxima verossimilhança, obtendo a curva laranja na Figura 4 com $\mu = 0 \pm 2,4$ g e $\sigma = 5,2$ g com 95% de chance de estar no intervalo (3,9; 7,5) g. Ou seja, considerando a

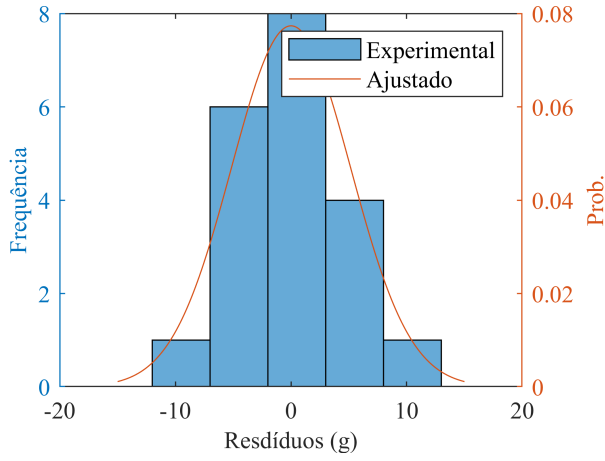


Figura 4. Distribuição dos resíduos do ajuste linear.

distribuição gaussiana dos resíduos da curva de calibração, o sensor tem uma incerteza média de 10, 2g, considerando 95% de intervalo de confiança das medições. Mas considerando a incerteza da estimação de σ , a incerteza do sensor pode estar no intervalo de (7, 6; 14, 7)g.

Na Figura 5 tem-se a função probabilidade acumulada (CDF, do inglês, *cumulative distribution function*) obtida experimentalmente e para a gaussiana ajustada, note que o ajuste explica bem os resíduos, especialmente ao redor da polarização do sensor. De fato, os testes de hipótese χ^2 e Kolmogorov-Smirnov não rejeitam a hipótese de que os resíduos seguem uma distribuição gaussiana, quando se considera um intervalo de confiança de 95%.

B. Avaliação

Dez medições independentes do comprimento de onda ressonante para uma massa $m = 83\text{g}$ foram feitas, obtendo $\lambda_{res} = 1465.2 \pm 0.2\text{nm}$, da equação (6) obtém-se $u_m = 6\text{g}$ com grau de liberdade efetivo $\nu_{eff} = 8,01$, detalhes para este cálculo podem ser encontrados em [32], [34]. Note que u_m

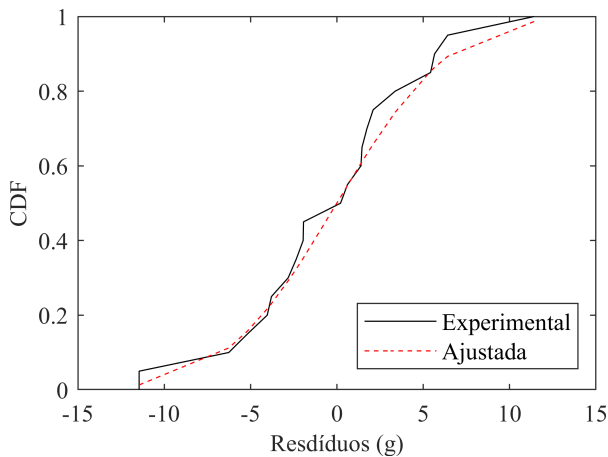


Figura 5. Função probabilidade acumulada empírica e ajustada.

obtido está dentro da faixa estimada através da caracterização estatística dos resíduos da curva de calibração estática do sensor: (3, 9; 7, 5)g, com valor próximo à média $\sigma = 5, 2\text{g}$.

Por fim, a medição de massa obtida pelo sensor desenvolvido, neste caso, é $m = 89 \pm 12\text{g}$ considerando os critérios metrológicos do GUM [34]. Note que isto equivale a uma força de $0.9 \pm 0.1\text{N}$. Se considerarmos a aproximação gaussiana do erro, mostrada na Figura 4, obtém-se $m = 89 \pm 10\text{g}$ ou $0.9 \pm 0.1\text{N}$. Portanto, observou-se que o modelo simplificado gaussiano, obtido pela caracterização dos resíduos da curva de calibração, é uma aproximação razoável para o modelo metrológico do sensor, dentro das condições do teste realizado.

De fato, o modelo metrológico considera os efeitos individuais das fontes de erro envolvidas no sistema, considerando que estas são gaussianas. Por fim, o resultado será uma variável aleatória gaussiana e, portanto, caracterizar os erros medidos durante a calibração pode ser entendido como caracterizar a combinação das fontes de erro envolvidas no processo de medição.

IV. CONCLUSÕES

Neste trabalho demonstrou-se a fabricação e caracterização de um sensor óptico tátil baseado em uma LPG. A incerteza do sensor foi modelada por meio da análise dos resíduos de sua curva de caracterização e este modelo foi comparado com o modelo metrológico padrão, estabelecido no Guia de expressão de incertezas em medições [34]. Foi obtida uma incerteza de $\sim 10\text{g}$ na medição da carga aplicada ao sensor tátil, que significa uma incerteza de $\sim 0,1\text{N}$ na força medida. Já o modelo gaussiano aproximado forneceu uma estimativa razoável para a incerteza expandida das medições.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho recebeu suporte do Inerge-UFJF, CNPq e CAPES.

REFERÊNCIAS

- [1] Y. Ge, Yunjian; Zhang Jianjun; Ge, "Ubiquitous sensing and robot perception," *Acta Automatica Sinica*, vol. 28, no. SUPP, pp. 125–133, 2002.
- [2] S. Luo, J. Bimbo, R. Dahiya, and H. Liu, "Robotic tactile perception of object properties: A review," *Mechatronics*, vol. 48, pp. 54–67, 2017.
- [3] B. Navarro, A. Fonte, P. Fraise, G. Poisson, and A. Cherubini, "In pursuit of safety: An open-source library for physical human-robot interaction," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 25, no. 2, pp. 39–50, 2018.
- [4] J. L. Santos and F. Farahi, *Handbook of optical sensors*. Crc Press, 2014.
- [5] G. T. Kanellos, G. Papaioannou, D. Tsiokos, C. Mitrogiannis, G. Nianios, and N. Pleros, "Two dimensional polymer-embedded quasi-distributed FBG pressure sensor for biomedical applications," *Optics express*, vol. 18, no. 1, pp. 179–186, 2010.
- [6] C. Yan, E. Ferraris, T. Geernaert, F. Berghmans, and D. Reynaerts, "Development of flexible pressure sensing polymer foils based on embedded fibre Bragg grating sensors," *Procedia Engineering*, vol. 5, pp. 272–275, 2010.
- [7] J. Song, Q. Jiang, Y. Huang, Y. Li, Y. Jia, X. Rong, R. Song, and H. Liu, "Research on pressure tactile sensing technology based on fiber Bragg grating array," *Photonic Sensors*, vol. 5, no. 3, pp. 263–272, 2015.
- [8] B. Berman, "3-D printing: The new industrial revolution," *Business horizons*, vol. 55, no. 2, pp. 155–162, 2012.

- [9] B. Y. Ahn, E. B. Duoss, M. J. Motala, X. Guo, S.-I. Park, Y. Xiong, J. Yoon, R. G. Nuzzo, J. A. Rogers, and J. A. Lewis, "Omnidirectional printing of flexible, stretchable, and spanning silver microelectrodes," *Science*, vol. 323, no. 5921, pp. 1590–1593, 2009.
- [10] L. E. Bertassoni, M. Cecconi, V. Manoharan, M. Nikkhah, J. Hjortnaes, A. L. Cristino, G. Barabaschi, D. Demarchi, M. R. Dokmeci, Y. Yang, and Others, "Hydrogel bioprinted microchannel networks for vascularization of tissue engineering constructs," *Lab on a Chip*, vol. 14, no. 13, pp. 2202–2211, 2014.
- [11] J. T. Muth, D. M. Vogt, R. L. Truby, Y. Mengüç, D. B. Kolesky, R. J. Wood, and J. A. Lewis, "Embedded 3D printing of strain sensors within highly stretchable elastomers," *Advanced materials*, vol. 26, no. 36, pp. 6307–6312, 2014.
- [12] L. Fang, T. Chen, R. Li, and S. Liu, "Application of embedded fiber Bragg grating (FBG) sensors in monitoring health to 3D printing structures," *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, no. 17, pp. 6604–6610, 2016.
- [13] C. Hong, Y. Zhang, and L. Borana, "Design, fabrication and testing of a 3D printed FBG pressure sensor," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 38 577–38 583, 2019.
- [14] A. G. Leal-Junior, C. R. D'Áz, M. J. Pontes, C. Marques, and A. Frizera, "Polymer optical fiber-embedded, 3D-printed instrumented support for microclimate and human-robot interaction forces assessment," *Optics & Laser Technology*, vol. 112, pp. 323–331, 2019.
- [15] A. Stroud, M. Morris, K. Carey, J. C. Williams, C. Randolph, and A. B. Williams, "MU-L8: The design architecture and 3D printing of a Teen-Sized humanoid soccer robot," in *8th Workshop on Humanoid Soccer Robots, IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Atlanta, GA, 2013*.
- [16] M. Lapeyre, P. Rouanet, J. Grizou, S. N'Guyen, A. Le Falher, F. Depaetre, and P.-Y. Oudeyer, "Poppy: Open source 3D printed robot for experiments in developmental robotics," in *4th International Conference on Development and Learning and on Epigenetic Robotics*. IEEE, 2014, pp. 173–174.
- [17] S. ZiaeeFard, G. A. Ribeiro, and N. Mahmoudian, "GUPPIE, underwater 3D printed robot a game changer in control design education," in *2015 American Control Conference (ACC)*. IEEE, 2015, pp. 2789–2794.
- [18] Y. Tlegenov, K. Telegenov, and A. Shintemirov, "An open-source 3D printed underactuated robotic gripper," in *2014 IEEE/ASME 10th International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA)*. IEEE, 2014, pp. 1–6.
- [19] J. Zuniga, D. Katsavelis, J. Peck, J. Stollberg, M. Petrykowski, A. Carson, and C. Fernandez, "Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences," *BMC research notes*, vol. 8, no. 1, pp. 1–9, 2015.
- [20] K. F. Gretsche, H. D. Lather, K. V. Peddada, C. R. Deeken, L. B. Wall, and C. A. Goldfarb, "Development of novel 3D-printed robotic prosthetic for transradial amputees," *Prosthetics and orthotics international*, vol. 40, no. 3, pp. 400–403, 2016.
- [21] T. Erdogan, "Fiber grating spectra," *Journal of lightwave technology*, vol. 15, no. 8, pp. 1277–1294, 1997.
- [22] L. Xiong, G. Jiang, Y. Guo, and H. Liu, "A three-dimensional fiber Bragg grating force sensor for robot," *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 9, pp. 3632–3639, 2018.
- [23] F. Khan, R. J. Roesthuis, and S. Misra, "Force sensing in continuum manipulators using fiber bragg grating sensors," in *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE, 2017, pp. 2531–2536.
- [24] R. Xu, A. Yurkewich, and R. V. Patel, "Curvature, torsion, and force sensing in continuum robots using helically wrapped FBG sensors," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 1, no. 2, pp. 1052–1059, 2016.
- [25] Y.-L. Park, S. C. Ryu, R. J. Black, K. K. Chau, B. Moslehi, and M. R. Cutkosky, "Exoskeletal force-sensing end-effectors with embedded optical fiber-Bragg-grating sensors," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 6, pp. 1319–1331, 2009.
- [26] R. Franke, J. Malzahn, T. Nierobisch, F. Hoffmann, and T. Bertram, "Vibration control of a multi-link flexible robot arm with Fiber-Bragg-Grating sensors," in *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2009, pp. 3365–3370.
- [27] P. D. Palma, A. Iadicicco, and S. Campopiano, "Study of fiber bragg gratings embedded in 3d-printed patches for deformation monitoring," *IEEE Sensors Journal*, pp. 1–1, 2020.
- [28] Xuewen Shu, Lin Zhang, and I. Bennion, "Sensitivity characteristics of long-period fiber gratings," *Journal of Lightwave Technology*, vol. 20, no. 2, pp. 255–266, 2002.
- [29] G. Rego, "Arc-induced long period fiber gratings," *Journal of Sensors*, vol. 2016, 2016.
- [30] W. R. Habel, V. G. Schukar, and N. Kusche, "Fibre-optic strain sensors are making the leap from lab to industrial use—reliability and validation as a precondition for standards," *Measurement Science and Technology*, vol. 24, no. 9, p. 094006, 2013.
- [31] G. R. C. Possetti, R. C. Kamikawachi, M. Muller, and J. L. Fabris, "Metrological evaluation of optical fiber grating-based sensors: An approach towards the standardization," *Journal of Lightwave Technology*, vol. 30, no. 8, pp. 1042–1052, 2012.
- [32] F. Chiavaioli, C. A. Gouveia, P. A. Jorge, and F. Baldini, "Towards a uniform metrological assessment of grating-based optical fiber sensors: From refractometers to biosensors," *Biosensors*, vol. 7, no. 2, p. 23, 2017.
- [33] BIPM, *Evaluation of measurement data: Guide to the expression of uncertainty in measurement*. BIPM, 2008.