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

MARCIO LOUREIRO BEZERRA

SISTEMA DE INTERROGAÇÃO DE BAIXO CUSTO PARA INSTRUMENTAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA COM SENSORES EM FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA

VITÓRIA

2022

MARCIO LOUREIRO BEZERRA

SISTEMA DE INTERROGAÇÃO DE BAIXO CUSTO PARA INSTRUMENTAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA COM SENSORES EM FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA

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

Orientador: Prof. Dr. Camilo Arturo Rodríguez Díaz
Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Eduardo Vieira Segatto

VITÓRIA

2022

MARCIO LOUREIRO BEZERRA

SISTEMA DE INTERROGAÇÃO DE BAIXO CUSTO PARA INSTRUMENTAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA COM SENSORES EM FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA

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

Aprovado em 18 de agosto de 2022.

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Camilo Arturo Rodríguez Díaz
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. Dr. Marcelo Eduardo Vieira Segatto
Universidade Federal do Espírito Santo
Coorientador

Prof. Dr. Hans Jorg Andreas Schneebeli
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador

Prof. Dr. Ricardo Carminati de Mello
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todas as pessoas especiais que fizeram (e fazem) parte da minha vida e que permitem que eu continue com os meus estudos. A todos vocês, minha eterna gratidão.

A minha família, por todo apoio, dedicação e me mostrarem o caminho a se seguir.

A minha melhor amiga Mariana Lamego, por todo carinho, apoio, inspiração e sempre me motivar a ser a melhor versão de mim. Obrigado por estar ao meu lado e tornar minha vida feliz até quando passando pelos desafios. Ao meu colega Matheus pelos conhecimentos trocados. Aos amigos do curso que estiveram do meu lado e contribuíram para o meu aprendizado, além dos momentos de descontração. Em especial, Tiago, Vinicin, Marçal, Thiago, Pedro e Eduardo.

A meu orientador Camilo, por todo o tempo dedicado, conhecimentos e conselhos transmitidos, e apoio para o desenvolvimento deste trabalho. Aos professores Jair e Segatto pelas oportunidades. Aos membros do Laboratório de Telecomunicações e do departamento de engenharia elétrica por todo conhecimento transmitido.

À banca examinadora pela aceitação do convite e pelo tempo investido para leitura e avaliação desse trabalho. À Universidade Federal do Espirito Santo pela minha formação. Por fim, agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo (FAPES) pelo apoio financeiro.

RESUMO

O interesse no desenvolvimento da robótica para melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiências tem aumentado principalmente devido ao alto número de amputados. A amputação de uma mão gera problemas, como diminuição da autoestima e problemas físicos que dificultam a realização das atividades da vida diária. Portanto, a tecnologia através do desenvolvimento de dispositivos como próteses de mãos visa ajudar pessoas com essas deficiências. No entanto, uma parte significativa da população vulnerável não pode acessar essas tecnologias e dispositivos devido ao seu custo e falta de desenvolvimento. Novos materiais macios reduziram o tempo de fabricação, custo e peso dos dispositivos. Mas, para que essas próteses possam atingir suas funcionalidades dependem do seu sistema sensorial, e sensores baseados em fibras ópticas poliméricas possuem vantagens adicionais relacionadas as propriedades do material. O presente projeto de graduação propõe o desenvolvimento de um sistema interrogador de sensores em fibra óptica polimérica de baixo custo para instrumentação de uma prótese de membro superior, fornecendo valores de ângulo e pressão em cada articulação. Para cumprir a tarefa foi usada a técnica de interrogação por variação de potência óptica. Como resultado, se obteve um sistema de aquisição de sinais integrado com uma interface gráfica do usuário para controle e monitoramento em tempo real dos sinais dos sensores ópticos de ângulo e força, que foram validados em laboratório.

Palavras-chave: Prótese de membro superior; Robótica; Interrogador óptico.

ABSTRACT

Interest in the development of robotics to improve the quality of life for people with disabilities has increased mainly due to the high number of amputees. Hand amputation generates many problems, such as decreased self-esteem and physical problems that make it difficult to carry out activities of daily life. Therefore, technology, through the development of devices such as prosthetic hands, aims to help people with these disabilities. However, a significant part of the vulnerable people cannot access these technologies and devices due to their cost and lack of development. New soft materials have reduced fabrication time, cost and weight of devices, but, for these prostheses to achieve their functionality they depend on their sensory system, and sensors based on polymeric optical fibers have additional advantages related to material properties. This undergraduate project proposes the development of a low cost polymeric fiber optic sensor interrogator system for the instrumentation of an upper limb prosthesis, providing angle and pressure values in each joint. To accomplish the task, the interrogation technique by light intensity was used. As a result, a signal acquisition system integrated with a graphical user interface was obtained and its functionality to control and monitor the signals from the optical sensors for angle and force in real time was validated in the laboratory.

Keywords: Upper limb prosthesis; Robotics; Optical interrogator.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estrutura típica de uma fibra óptica 14
Figura 2 – Luz incidente e ângulo da zona sensível 15
Figura 3 – Representação esquemática da técnica de multiplexação proposta para sensores baseados em variação de intensidade 16
Figura 4 – Características da prótese PrHand3 18
Figura 5 – Prótese PrHand3 e as partes envolvidas no sistema unificador 19
Figura 6 – Sensor de ângulo ancorado no dedo protético PrHand3 20
Figura 7 – Sensor de força ancorado em um dedo 20
Figura 8 – Prótese PrHand3 21
Figura 9 – Atuador baseado em tecido 22
Figura 10 – Diferentes tipos de configurações alcançadas 22
Figura 11 – Diagrama de blocos do interrogador proposto 23
Figura 12 – Esquemático do drive de acionamento das válvulas 24
Figura 13 – Esquemático do controle das válvulas 24
Figura 14 – Esquemático do acionamento de LED e circuito fotodetector 25
Figura 15 – Placa de circuito impresso 26
Figura 16 – arquivos de fabricação da PCB 26
Figura 17 – Interface gráfica de usuário 27
Figura 18 – Fluxograma do firmware do microcontrolador 28
Figura 19 – Placa de circuito impresso produzida 29
Figura 20 – Comparativo entre o sistema atual e o sistema proposto 30
Figura 21 – Prótese com o interrogador desenvolvido 31
Figura 22 – Luva de reabilitação ExHand 31
Figura 23 – Interface gráfica de usuário 32
Figura 24 – Resultados para os sensores de pressão 33
Figura 25 – Resultados para os sensores de curvatura 33
Figura 26 – sistema pneumático da luva sendo atuado pelo interrogador 34

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	*Analog to Digital Converter*
AVD	Atividades da Vida Diária
CNC	Computer Numeric Control
CPID	Centro de Pesquisa, Inovação e Desenvolvimento
DOF	*Degrees of Freedom*
FBG	*Fiber Bragg Gratings*
GUI	*Graphical User Interface*
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
Labtel	Laboratório de Telecomunicações
LED	*Light Emitting Diode*
OFDR	*Optical Frequency Domain Reflectometry*
OTDR	*Optical Time Domain Reflectometer*
PCB	*Printed Circuit Board*
POF	*Polymer Optical Fiber*
SBC	*Single Board Computer*
SPI	*Serial Peripheral Interface*
TPE	*Thermoplastic Elastomer*
Ufes	Universidade Federal do Espírito Santo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO . . . 9
1.1 Apresentação . . . 9
1.2 Objetivos . . . 11
1.2.1 Objetivo geral . . . 11
1.2.2 Objetivos específicos . . . 11
1.3 Metodologia e etapas de desenvolvimento . . . 11
1.4 Estrutura do Texto . . . 12

2 SENSORES EM FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA . . . 13
2.1 Conceitos gerais de fibra óptica . . . 13
2.2 Sensores de curvatura em POF . . . 14
2.3 Sensores de pressão em POF . . . 15
2.4 Aplicações . . . 16

3 USO DE SENSORES EM FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA EM SISTEMAS DE REABILITAÇÃO . . . 18
3.1 Prótese de membro superior . . . 18
3.2 Instrumentação da prótese PrHand3 . . . 19
3.3 Exoesqueleto de membro superior para reabilitação . . . 21

4 SOLUÇÃO PROPOSTA . . . 23
4.1 Desenvolvimento de *hardware* . . . 23
4.2 Desenvolvimento de *software* . . . 26
4.3 Desenvolvimento de *firmware* . . . 27

5 RESULTADOS . . . 29

6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS . . . 35

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS . . . 36

1 INTRODUÇÃO

1.1 Apresentação

O interesse no desenvolvimento da robótica para melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiências de extremidades tem aumentado principalmente devido ao alto número de amputados (JELACIC; DEDIC; DINDO, 2020). De acordo com último levantamento efetuado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) em 2010, cerca de 6,95 % da população nacional é afetada por alguma deficiência motora. No Espírito Santo, seguindo os dados do mesmo censo, essas pessoas representam aproximadamente 7,13 % dos habitantes do estado (IBGE, 2022).

A amputação de uma mão gera problemas, como diminuição da autoestima e problemas físicos que dificultam a realização das atividades da vida diária (AVDs) (ZIEGLER-GRAHAM et al., 2008; DANIELS et al., 2020). As atividades mais afetadas por essa deficiência são: a preparação de alimentos, segurar objetos e atividades de higiene, como escovar os dentes ou vestir-se (DOLLAR, 2014).

Portanto, a tecnologia através do desenvolvimento de dispositivos como próteses de mãos visa ajudar pessoas com essas deficiências (ROBINSON; MACDONALD; BROADBENT, 2014). No entanto, uma parte significativa da população vulnerável não pode acessar essas tecnologias e dispositivos devido ao seu custo e falta de desenvolvimento, levando a uma sociedade desigual (BORG; ÖSTERGREN, 2015). Assim, o desenvolvimento de próteses busca reduzir custos de fabricação para tornar os dispositivos mais acessíveis. Além disso, o principal objetivo dos dispositivos protéticos é alcançar a melhor funcionalidade possível, independente da parte estética, para ajudar as pessoas com deficiências (TIAN et al., 2017).

No campo de pesquisa da robótica, a construção de dispositivos manuais assistivos busca estudar a funcionalidade e tenta aplicar novas tecnologias que alcancem a semelhança e inspiração da mão humana (HUAROTO; SUÁREZ; VELA, 2020). A evolução do *design* das próteses robóticas passou de dispositivos com funções limitadas a sistemas capazes de compreender e replicar movimentos do membro (SALVIETTI, 2018). A melhoria das funcionalidades está relacionada com o aumento dos graus de liberdade (DOF, do inglês *Degrees of Freedom*) e diferentes tecnologias de fabricação (CORDELLA et al., 2016).

Anteriormente, mãos robóticas foram fabricadas com elementos rígidos, e os materiais industriais geraram dispositivos pesados (SHINTAKE et al., 2018). Os métodos de atuação eram baseados em motores e engrenagens, que eram requeridos para cada DOF do

dispositivo (ZAPPATORE; REINA; MESSINA, 2017). Para reduzir o peso e facilitar o processo de fabricação dos dispositivos, tecnologias de impressão 3D começaram a ser utilizadas, assim como novas técnicas de atuação (KATE; SMIT; BREEDVELD, 2017). Máquinas que puxam tendões para acionar as articulações começaram a ser utilizadas (JING et al., 2019). Também, técnicas que buscam a redução de atuadores por DOF, dispositivos subatuados, são implementadas (MASSA et al., 2002; NIOLA et al., 2014). Finalmente, novos materiais macios reduziram o custo e peso dos dispositivos (POLYGERINOS et al., 2017), com a desvantagem da histerese.

Para que essas próteses possam atingir suas funcionalidades dependem do seu sistema sensorial, e para uma maior disseminação destas tecnologias assistivas em países em desenvolvimento necessitam que sejam de baixo custo. Isso torna sensores baseados em fibras ópticas poliméricas (POFs, do inglês *Polymer Optical Fibers*) uma alternativa, pois além do custo reduzido, possuem vantagens adicionais relacionadas as propriedades do material, tais como imunidade à interferência eletromagnéticas, flexibilidade, maiores limites elásticos e resistência a impactos (JUNIOR, 2018). Assim se cria a necessidade da fabricação de sistemas de interrogação de baixo custo para sensores em fibra polimérica baseados em variação de intensidade.

O sistema de interrogação, mede o valor de um parâmetro externo a partir das características de radiação da luz recebida, como por exemplo, variações de potência óptica (sendo o sistema mais simples), fase ou frequência. Estas variações são relacionadas com a variável física a ser medida, a qual pode ser monitorada em um ponto especifico na fibra óptica ou de forma distribuída ao longo da mesma. Vale a pena destacar que sistemas de interrogação comerciais de sensores em fibra óptica são principalmente focados em tecnologias distribuídas como OTDR e OFDR (do inglês *Optical Time Domain Reflectometer* e *Optical Frequency Domain Reflectometry*, respetivamente) e semi-distribuídas como as baseadas em redes de Bragg (FBGs, do inglês *Fiber Bragg Gratings*). Embora estas tecnologias estejam bem estabelecidas no mercado, o foco desses sistemas são aplicações industriais, o que leva a sistemas muito caros, sobredimensionados e com pouca portabilidade para aplicações de robótica de reabilitação.

Embora alguns trabalhos tem sido focados ao desenvolvimento de interrogadores de baixo custo (DÍAZ et al., 2019; DÍAZ et al., 2017; DÍAZ et al., 2018), na literatura são pouco explorados sistemas de interrogação de baixo custo para sensores em fibra polimérica. Dessa maneira, o objetivo desse projeto é propor um interrogador de sensores POF baseados em intensidade, e a validação deste sistema em dispositivos de reabilitação, sendo esses, uma prótese e um exoesqueleto de membro superior os quais compartilham o mesmo principio de funcionamento no que tange à instrumentação, mas são usados em processos

de reabilitação diferentes.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo principal deste projeto de graduação é desenvolver um sistema interrogador de sensores em fibra óptica polimérica (POF, do inglês, *polymer optical fiber*) de ângulo e pressão, para instrumentação de uma prótese de membro superior.

1.2.2 Objetivos específicos

- Desenvolver uma interface gráfica do usuário (GUI, do inglês, *Graphical User Interface*) para monitoramento em tempo real dos sinais dos sensores ópticos de ângulo e força;
- Desenvolver um sistema interrogador (*hardware*) baseado em um microcontrolador de alto desempenho e um computador de placa única (SBC, do inglês, *Single Board Computer*) para aquisição, processamento e visualização dos sinais dos sensores ópticos;
- Processar os sinais dos sensores ópticos implementando filtros digitais passa-baixas para redução de ruídos;
- Integrar o sistema de aquisição de sinais com uma interface gráfica do usuário hospedada no SBC.

1.3 Metodologia e etapas de desenvolvimento

De acordo com as classificações retratadas por Prodanov e Freitas (2013), esse projeto é uma pesquisa de natureza aplicada com objetivo de desenvolver um sistema de interrogação de baixo custo para instrumentação de dispositivos de assistência com sensores em fibra óptica polimérica, sendo explicativa do ponto de vista de seus objetivos, e experimental quanto aos procedimentos técnicos. A respeito da forma de abordagem do problema, é classificado como pesquisa quantitativa pois os resultados podem ser traduzidos em números para classificação e análise.

Inicialmente foi realizado um estudo mais detalhado da literatura e de artigos científicos recentes acerca dos temas do projeto para a obtenção de uma boa base teórica. Em seguida foi elaborado o projeto dos circuitos eletrônicos necessários, para então desenvolver o *firmware* responsável pelo controle e obtenção das medições. Após validar a aquisição de sinais, foi feito a comunicação com o SBC e desenvolvido uma interface gráfica para monitoramento dos sinais dos sensores ópticos.

1.4 Estrutura do Texto

No Capítulo 1 foram apresentados a contextualização do problema de pesquisa e os objetivos do projeto, para introdução da solução proposta. No Capítulo 2, são revisados alguns conceitos importantes para entendimento do trabalho relacionados ao principio de funcionamento de sensores em fibra óptica polimérica, especificamente, sensores de ângulo e pressão. O Capítulo 3 relaciona o objetivo principal deste projeto de graduação com suas aplicações especificas, mostrando o uso de sensores em fibra óptica polimérica em sistemas de reabilitação, e descrevendo os sistemas que serão utilizados para validação dos resultados. No Capítulo 4, são apresentados a proposta e métodos utilizados para execução do trabalho, descrevendo as etapas de desenvolvimento. No Capítulo 5 são descritos os experimentos de validação e apresentado seus resultados. Por fim, no Capítulo 6 são mostradas conclusões e feitas sugestões para trabalhos futuros.

2 SENSORES EM FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA

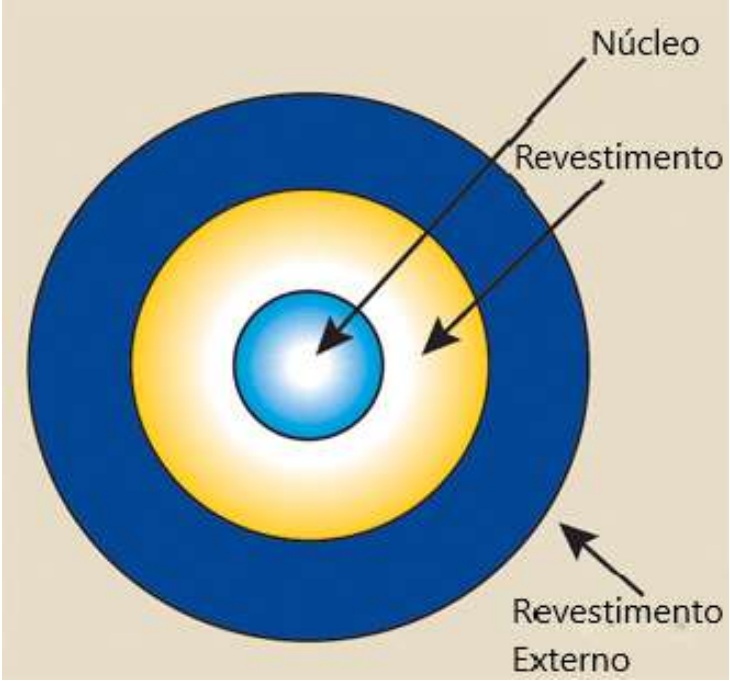
2.1 Conceitos gerais de fibra óptica

As fibras ópticas têm sido utilizadas em sistemas de telecomunicações desde 1980 revolucionando o campo das comunicações em todo o mundo, fornecendo capacidade de transmissão de informações com altas velocidades (AGRAWAL, 2012). No início da década de 1960 a fibra óptica apresentava altas perdas impedindo seu uso em comunicações onde os sistemas de micro-ondas tinham melhor desempenho. No entanto, com a evolução das técnicas de fabricação de fibras ópticas as perdas foram drasticamente reduzidas, além das vantagens da evolução tecnológica para fabricação de fontes ópticas compactas, novos esquemas de amplificação óptica e novas técnicas de modulação. Atualmente os sistemas de comunicação baseados em fibra óptica oferecem altas taxas de bits ao longo de grandes distâncias (DíAZ, 2018).

A estrutura básica de uma fibra óptica consiste em três camadas diferentes, a saber, o núcleo, o revestimento e o revestimento externo, como pode ser observado na Figura 1. O núcleo é a região interna da fibra, onde ocorre a propagação das ondas de luz. A propagação ao longo da fibra depende de suas dimensões transversais e da distribuição do índice de refração ao longo do núcleo. Para que a luz fique confinada dentro do núcleo, este é circundado por uma fina camada dielétrica, chamada de revestimento, de menor índice de refração. Frequentemente, a diferença entre os índices de refração do núcleo e do revestimento é muito pequena para aplicações de comunicação, mas não necessariamente para aplicações de detecção. A camada de revestimento externo serve para proteger a fibra mecanicamente (LÓPEZ-HIGUERA, 2002).

Os materiais utilizados na fabricação de fibras ópticas devem atender a um certo número de critérios, entre eles, devem ser extensíveis o suficiente para serem puxados em uma fibra e também devem ser transparentes aos comprimentos de onda das fontes de luz atualmente disponíveis. Os materiais que atendem a esses requisitos são vidros, plásticos, policristalinos e monocristais (LÓPEZ-HIGUERA, 2002). Os dois tipos principais são as fibras ópticas de sílica e fibras ópticas poliméricas. Apesar de suas maiores perdas ópticas, as POFs apresentam vantagens sobre as fibras de sílica relacionadas às características de seu material que incluem maiores limites de deformação, maior resistência a cargas de impacto e flexibilidade na flexão (PETERS, 2010; JUNIOR et al., 2018).

Figura 1 – Estrutura típica de uma fibra óptica



Fonte: Photonics (2022).

Nota: Adaptado e traduzido pelo autor.

2.2 Sensores de curvatura em POF

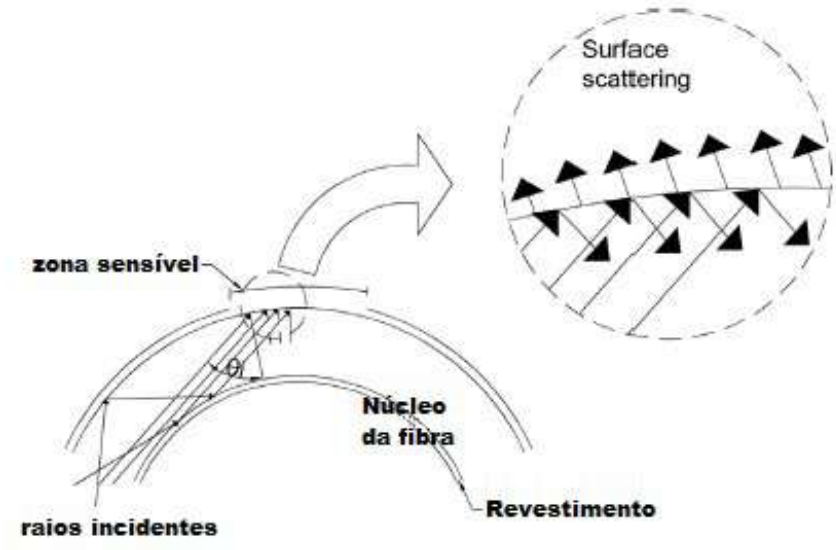
Os sensores geralmente aplicados para medidas de ângulo em dispositivos auxiliares são *encoders* e potenciômetros que necessitam de suportes mecânicos montados com precisão devido à sua sensibilidade ao desalinhamento, o que pode resultar em um sistema menos compacto. Além disso, os potenciômetros também podem levar a uma medição ruidosa que pode ser considerado outra desvantagem desses sensores para medições angulares. A fim de superar algumas das desvantagens dos sensores eletrônicos e eletromecânicos, sensores de fibra óptica têm sido propostos com diferentes abordagens para medir parâmetros (JUNIOR et al., 2018).

Um sensor de curvatura em POF aproveita a perda de radiação da fibra óptica devido à macrocurvatura. Considerando que a fibra é fixa em uma junta rotativa, à medida que o ângulo da junta com a normal aumenta, a potência óptica de saída diminui. Dessa forma, esses sensores são capazes de medir curvaturas (JUNIOR; FRIZERA; PONTES, 2018).

Uma desvantagem do sensor de macroflexão é a baixa sensibilidade entre a atenuação do sensor e o raio de curvatura, que pode ser aumentada se a fibra perder seu revestimento e

parte de seu núcleo, como mostrado na Figura 2. Essa região é chamada de zona sensível, e tem influência direta na sensibilidade do sensor (JUNIOR; FRIZERA; PONTES, 2018; BILRO et al., 2011).

Figura 2 – Luz incidente e ângulo da zona sensível



Fonte: Junior, Frizera e Pontes (2018).

Nota: Adaptado e traduzido pelo autor.

2.3 Sensores de pressão em POF

Uma abordagem possível para estimar forças na reabilitação de membros é através da aplicação de extensômetros. No entanto, esses sensores possuem sensibilidade a campos eletromagnéticos, precisam de calibrações frequentes e requerem uma fixação cuidadosa na estrutura, onde a deformação/força será medida (JUNIOR et al., 2018).

Diferentes técnicas de sensoriamento foram propostas ao longo dos anos, e os sensores baseados em variação de intensidade são os que apresentam menor custo, maior simplicidade de fabricação e também possuem simplicidade no processamento do sinal. Esses sensores detectam a atenuação do sinal quando uma força é aplicada e a POF é comprimida, aproveitando a perda de potência por microflexão para desenvolver a detecção de força (JUNIOR, 2018; JUNIOR et al., 2019).

Uma desvantagem é a falta de capacidade de multiplexação, o que inibe a aplicação em medições multiponto. Para utilizar mais de um sensor, é necessária uma fibra para cada

sensor, tornando o sistema menos compacto e flexível, o que pode influenciar o padrão natural de movimento em aplicações de análise de movimento e prejudicar sua aplicação em robótica leve (JUNIOR et al., 2019).

No entanto, uma técnica de multiplexação para sensores baseados em variação de intensidade é apresentada por Junior et al. (2019). A técnica baseia-se no acoplamento lateral da fonte de luz em sensores POF com seção lateral. Um sistema de controle adquire o sinal de cada fotodetector quando cada LED (do inglês, *Light Emitting Diode*) está ativo, o que resulta em uma matriz com vetores P×D, onde D é o número de LEDs e P o número de fotodetectores, mostrado na Figura 3. Desta forma, é possível desacoplar os efeitos de diferentes parâmetros em cada seção lateral da fibra (JUNIOR et al., 2019).

Figura 3 – Representação esquemática da técnica de multiplexação proposta para sensores baseados em variação de intensidade

Fonte: Junior et al. (2019).

Nota: Adaptado e traduzido pelo autor.

2.4 Aplicações

Esforços de pesquisas têm sido direcionados para usar fibra óptica como sensor desde 1970, além de amplamente utilizada em sistemas de comunicação óptica (VALI; SHORTHILL, 1976; COLE; JOHNSON; BHUTA, 1977; CULSHAW, 2013). Parâmetros como temperatura, estresse, deformação, índice de refração, pressão, nível de líquido, aceleração, umidade relativa e quase qualquer variável física foram medidas utilizando sensor de fibra óptica (OFS, do inglês, *optical fiber sensors*) devido às vantagens que só eles oferecem quando comparados com sensores eletrônicos como:

1. Imunidade eletromagnética: a luz é intrinsecamente imune à interferência eletromagnética (EMI). (DíAZ, 2018).

2. Alta resistência a altas temperaturas: o ponto de fusão da sílica é 1719°C. Também OFSs podem suportar centenas de °C dependendo da tecnologia utilizada (CHEN et al., 2018).

3. Isolamento galvânico: Nenhuma corrente elétrica percorre a fibra óptica, portanto os OFSs são intrinsecamente seguros, o que os torna ideais para ambientes explosivos (MARQUES et al., 2015; MARQUES et al., 2016).

4. Alta resistência a ambientes corrosivos: OFSs são capazes de suportar condições extremas com alta durabilidade (WAN; LEUNG, 2012).

5. Monitoramento dos sensores localizados a grandes distâncias: devido à baixa atenuação da fibra (0,2 dB/km para SMF padrão) o sensor pode ser localizado a grandes distâncias, principalmente em ambientes agressivos e de difícil acesso (DíAZ, 2018).

6. Capacidade de multiplexação: a multiplexação por divisão de comprimento de onda permite conectar vários sensores em uma mesma fibra óptica, onde cada sensor pode ser associado a uma mesma variável ou a diferentes variáveis (DíAZ, 2018).

Dessa forma, existem vários tipos de OFSs que se baseiam em diferentes propriedades do sinal óptico propagado como intensidade, fase, frequência, polarização ou conteúdo espectral, podendo ser utilizados em diversas aplicações (DíAZ, 2018).

Uma área com grande aplicabilidade é a biomedicina. O trabalho Junior et al. (2018) apresenta o desenvolvimento de um extensômetro de fibra óptica polimérica baseado no princípio de acoplamento de luz, cuja atenuação de potência é criada pelo desalinhamento entre duas POFs, que neste caso, é proporcional à deformação na estrutura em que as fibras estão fixadas. Dado as vantagens de se usar esse principio, um modelo analítico para o extensômetro POF é proposto e validado, além de aplicar o sensor POF proposto em uma órtese ativa para exercícios de reabilitação do joelho por meio de ciclos de flexão/extensão.

No trabalho Arco et al. (2022a) é desenvolvido um sensor de fibra óptica baseado na variação de intensidade para medição do ângulo da articulação na prótese de mão PrHand baseado em robótica suave, e discutida sua viabilidade. Além disso, no trabalho Arco et al. (2022b) é apresentado a instrumentação da prótese de membro superior com sensores de fibra óptica baseados na perda induzida por flexão para medir o ângulo da articulação interfalangeana proximal, em que a informação do ângulo do dedo é usada em um algoritmo de aprendizado de máquina para reconhecimento de preensão.

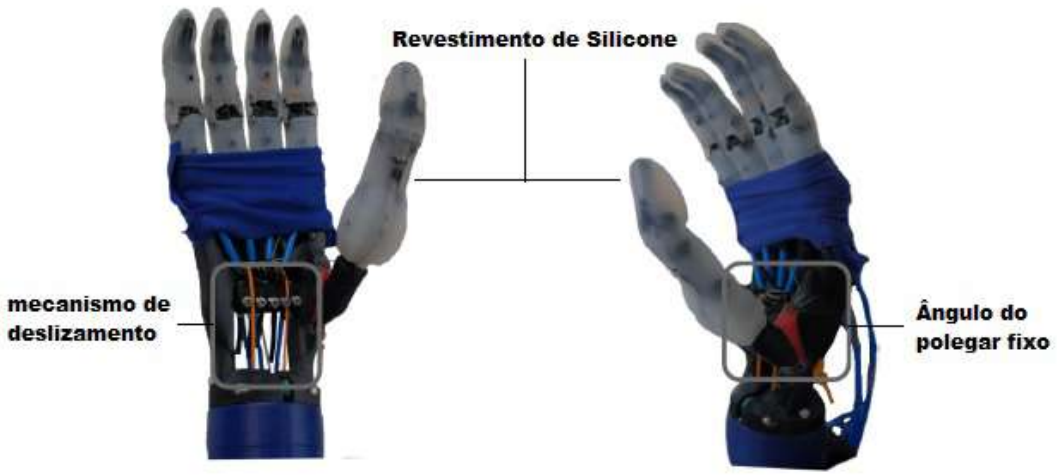
3 USO DE SENSORES EM FIBRA ÓPTICA POLIMÉRICA EM SISTEMAS DE REABILITAÇÃO

3.1 Prótese de membro superior

O projeto propõe a instrumentação de uma prótese de membro superior desenvolvida por Niño (2021) com técnicas de robótica suave, usando algumas técnicas de construção, por exemplo, articulações moles guiadas para criar os dedos do dispositivo, atuadores de silicone projetados para acionar diferentes graus de liberdade, e tendões elásticos para o fechamento e abertura da mão (NIÑO, 2021).

O revestimento de silicone dos dedos é essencial no desempenho da prótese, portanto os dedos são totalmente revestidos de silicone, apresentado na Figura 4. Além disso, o tendão de extensão é deslocado até o limite das circunferências de movimento, o que gera uma força que devolve a junta à sua posição original, que garante autonomia e extensão confiável (NIÑO, 2021).

Figura 4 – Características da prótese PrHand3



Fonte: Niño (2021).

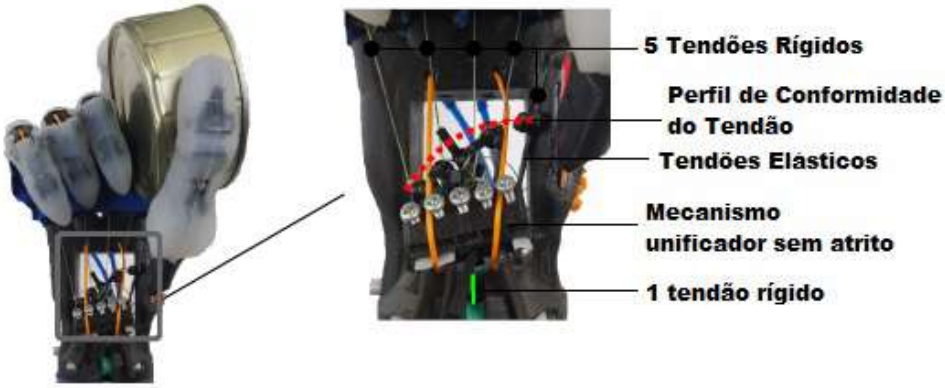
Nota: Adaptado e traduzido pelo autor.

A prótese usa quatro atuadores: os três atuadores de silicone responsáveis pela abdução dos dedos centrais e o motor responsável pelo fechamento da mão. Portanto, é de fácil montagem, não gera atrito durante a operação e permite replicar e calibrar a tensão dos dedos de forma independente (NIÑO, 2021).

Os cinco tendões de cada dedo são separados e unificados. Os cinco tendões elásticos

estão localizados no mesmo eixo do tendão rígido unificado, assim como na Figura 5. Com isso, a energia para fechar a mão é reduzida já que a força motora é melhor alinhada e transmitida. Pouco atrito é gerado, no entanto, os dedos devem ser calibrados para garantir o fechamento total com o deslocamento máximo do sistema (NIÑO, 2021).

Figura 5 – Prótese PrHand3 e as partes envolvidas no sistema unificador



Fonte: Niño (2021).

Nota: Adaptado e traduzido pelo autor.

3.2 Instrumentação da prótese PrHand3

Para desenvolvimento do sensor de ângulo, foi usado uma POF devido às suas muitas vantagens. O princípio de funcionamento do sensor é baseado na variação de intensidade de potência óptica, o que significa que são medidas as variações de potência óptica na saída da fibra devido a variações na curvatura da mesma. Para ter uma boa variação de atenuação óptica, é utilizada a técnica de fazer um corte lateral que cria uma zona de sensibilidade que aumenta as perdas de potência óptica, onde o comprimento total da fibra e o tamanho e profundidade do corte serão fatores que influenciarão na variação de potência (JUNIOR; FRIZERA; PONTES, 2017). Para medir o ângulo na articulação, é feito um corte na fibra para aquele ponto e, em seguida, posicionado no dedo (ARCO et al., 2022a). Na Figura 6 é mostrada a prótese equipada com esses sensores .

O sensor de força, também é desenvolvido com POF e usando o princípio de funcionamento da variação de potência óptica, no entanto, a luz é acoplada de forma diferente. É criado o corte lateral onde é colocado um LED, possibilitando monitorar a intensidade do sinal. Ou seja, quando a distância entre o LED e a fibra muda, a potência óptica nos extremos da fibra muda.

Figura 6 – Sensor de ângulo ancorado no dedo protético PrHand3

Fonte: Arco et al. (2022c).

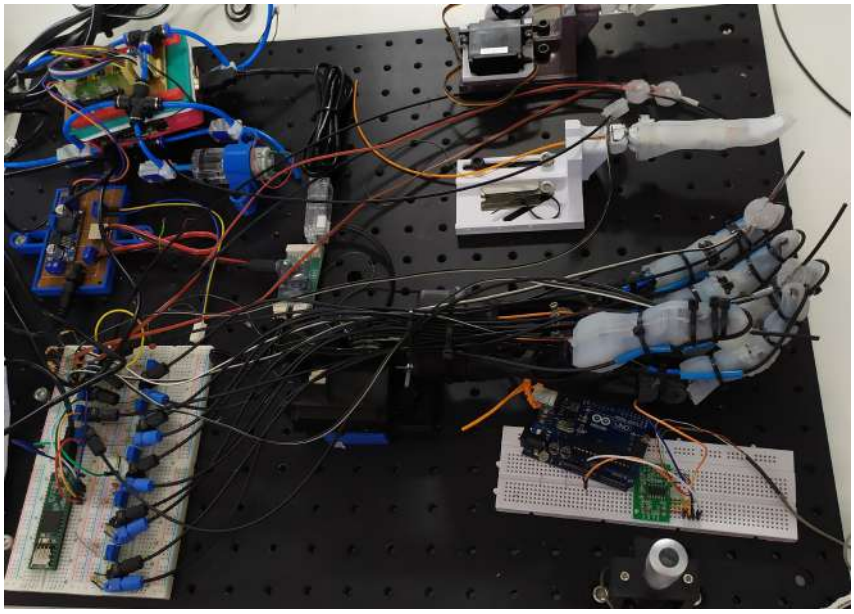
Para a construção do sensor, o corte é posicionado em paralelo com o LED mas deixando um pouco de espaço entre eles. Um molde impresso em 3D com formato de disco abriga tanto a fibra quanto o LED. Um silicone transparente (Polidimetilsiloxano), cobre ambos os elementos, e após a secagem da resina, a cabeça do sensor de pressão é fabricada. Dessa forma, quando a pressão é feita no silicone, a distância entre o LED e a fibra é menor, e quando a pressão é removida todos os elementos retornam às suas posições iniciais. Três sensores foram desenvolvidos e localizados na ponta dos dedos do dedo mínimo, médio e polegar. Na Figura 7 é possível observar o sensor de pressão em um dos dedos.

Figura 7 – Sensor de força ancorado em um dedo

Fonte: Arco et al. (2022c).

Na Figura 8, é apresentada a prótese, seu sistema de interrogação e drives para acionamento das válvulas. A forma como esta atualmente montada dificulta muito uma avaliação do sistema, gerando o desejo de que a eletrônica seja compactada.

Figura 8 – Prótese PrHand3



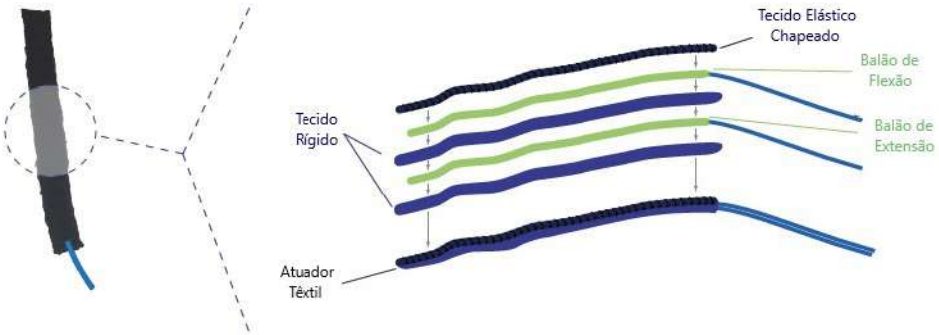
Fonte: Produção do próprio autor.

3.3 Exoesqueleto de membro superior para reabilitação

Como complemento para validação do interrogador desenvolvido em diferentes aplicações, é proposto instrumentar também um exoesqueleto de reabilitação ExHand disponivel no laboratório. A luva possui atuadores construídos com tecido elástico e inelástico e materiais de elastômero termoplástico (TPE, do inglês *Thermoplastic Elastomer*). O processo de construção é realizado criando um bolso a partir de duas camadas de tecido rígido e adicionando um tecido elástico na parte superior. Como resultado, o atuador é composto por três camadas de tecido (2 camadas de tecido rígido e 1 camada de tecido elástico chapeado) e dois balões de TPE alojados nos bolsos gerados pelas camadas de tecido conforme a Figura 9, os movimentos de flexão e extensão são alcançados pela pressurização seletiva dos balões internos (MALDONADO, 2022).

O sistema pneumático é composto por uma bomba de ar de 32 psi de pressão. Para a pressurização seletiva dos balões, um sistema de 11 eletroválvulas solenoides de 3 vias e 2 posições são implementadas. Assim, 10 eletroválvulas controlam os movimentos de

Figura 9 – Atuador baseado em tecido



Fonte: Maldonado (2022).

Nota: Adaptado e traduzido pelo autor.

flexão/extensão realizados pela pressurização dos balões internos, e 1 eletroválvula controla a saída do ar (MALDONADO, 2022).

O controle de cada balão interno dá ao exoesqueleto a capacidade de os balões de extensão funcionarem simultaneamente com os balões de flexão, isso permite que o exoesqueleto realize diferentes combinações que resultam em diferentes tipos de apertos, como aperto de força, pinça e pinça de tripé comumente usado em AVD's, ou simplesmente acione cada dedo separadamente, se necessário. A Figura 10 mostra algumas das configurações possíveis (MALDONADO, 2022).

Figura 10 – Diferentes tipos de configurações alcançadas

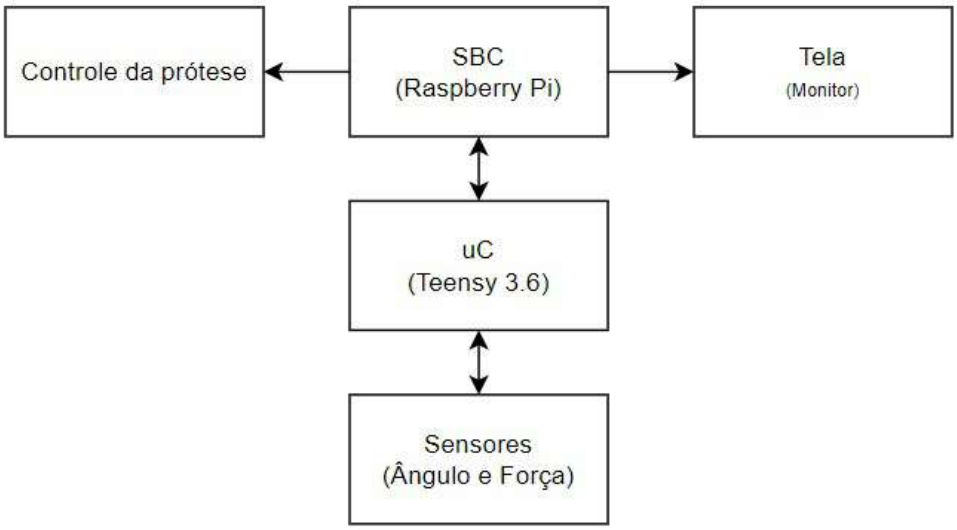
Fonte: Maldonado (2022).

Nota: Adaptado pelo autor.

4 SOLUÇÃO PROPOSTA

O projeto propõe a implementação de um sistema de interrogação por intensidade que faz uso de sensores de força e ângulo em fibra óptica polimérica, além de propor drives para acionamento de válvulas, podendo ser aplicado a dispositivos de reabilitação, tais como a prótese e exoesqueleto de membro superior aos quais serão utilizados para validação dos resultados. Na Figura 11 temos um diagrama que representa as partes que integram o sistema.

Figura 11 – Diagrama de blocos do interrogador proposto



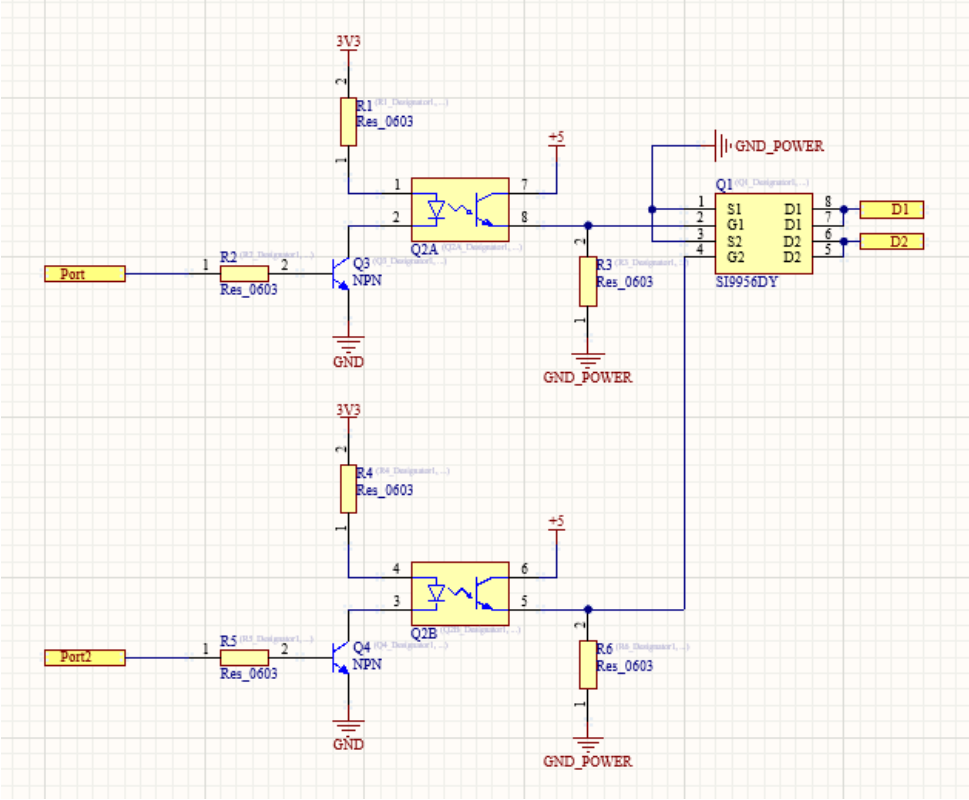
Fonte: Produção do próprio autor.

4.1 Desenvolvimento de *hardware*

O *hardware* consiste em duas partes principais, uma responsável pela parte de interrogação e outra para o controle da prótese. Para Controle da prótese e visualização dos dados foi utilizado um *Raspberry Pi 4*, junto a um monitor, e para aquisição dos dados dos sensores o microcontrolador MK66FX1MO (Teensy® 3.6). Esse microcontrolador conta com até 25 canais de conversão analógica a digital (ADC, do inglês *Analog to Digital Converter*) de 16 bits, caraterística importante no monitoramento de sensores baseados em intensidade.

O desenvolvimento da placa de circuito impresso (PCB, do inglês *Printed Circuit Board*) foi feito no *software Altium Designer* 2022. Na Figura 12 temos o esquemático da etapa de acionamento das válvulas, que consiste em um isolamento do sinal de controle vindo do SBC, através de optoacopladores, para então controle dos MOSFETs (componente identificado como Q1) que estão funcionando como chaves.

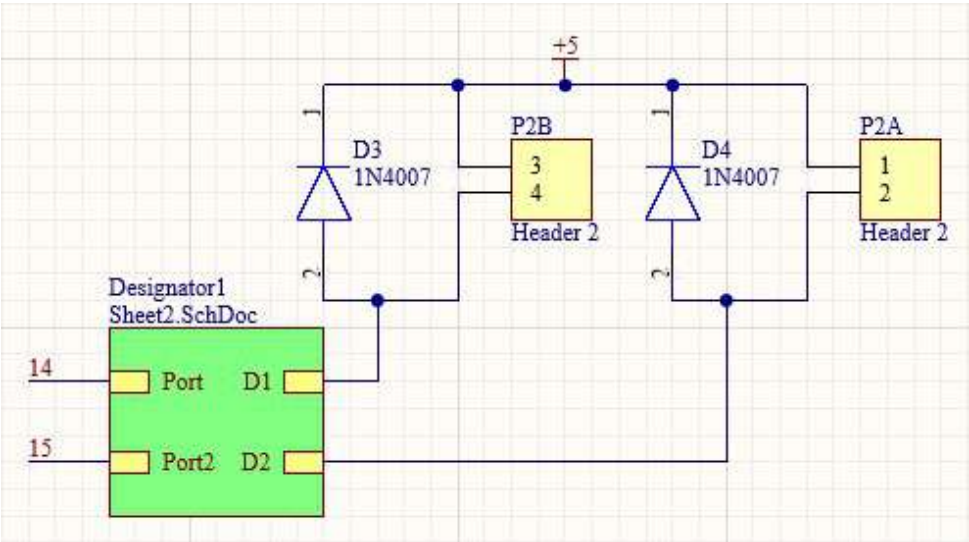
Figura 12 – Esquemático do drive de acionamento das válvulas



Fonte: Produção do próprio autor.

O circuito da Figura 12 é utilizado como parte do sistema de controle das válvulas, que adiciona um diodo de proteção e conectores, conforme mostrado na Figura 13.

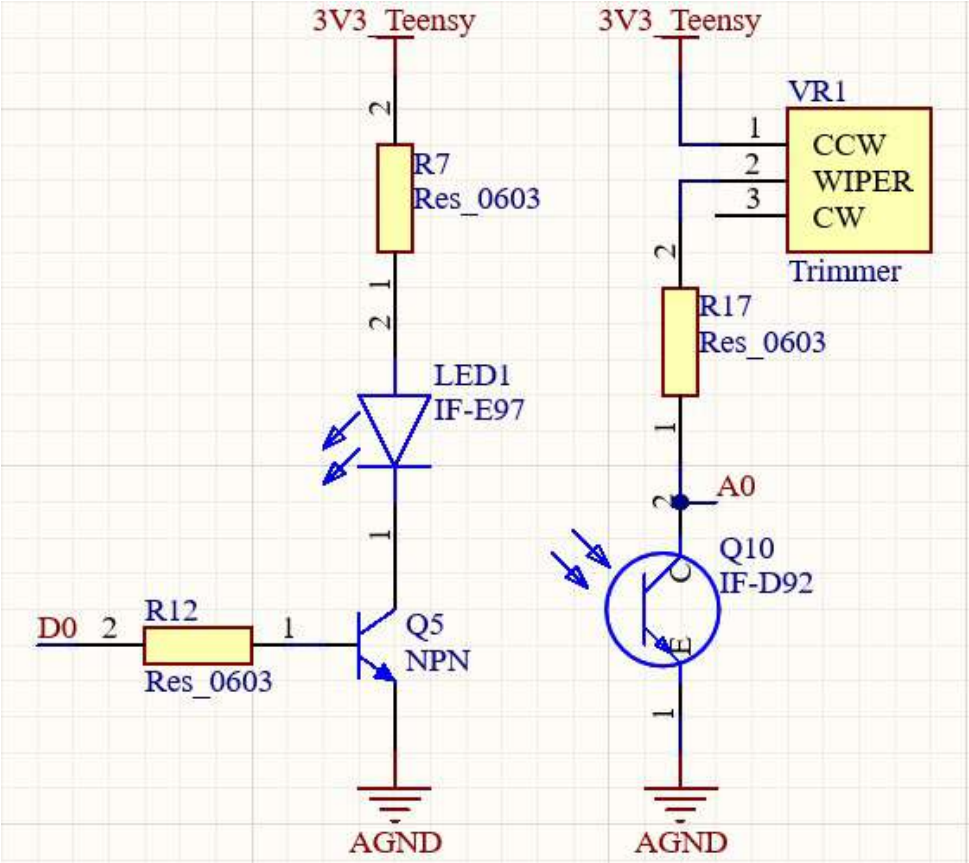
Figura 13 – Esquemático do controle das válvulas



Fonte: Produção do próprio autor.

A parte de interrogação possui dois estágios, sendo dividida em acionamento dos LEDs e recepção do sinal através dos fotodetectores. Na Figura 14 é mostrado o circuito responsável pelo controle de um LED e recepção de um fotodector, sendo replicado para os demais canais. O sistema desenvolvido conta com a possibilidade de 20 canais de ADC com resolução de 16 bits.

Figura 14 – Esquemático do acionamento de LED e circuito fotodetector

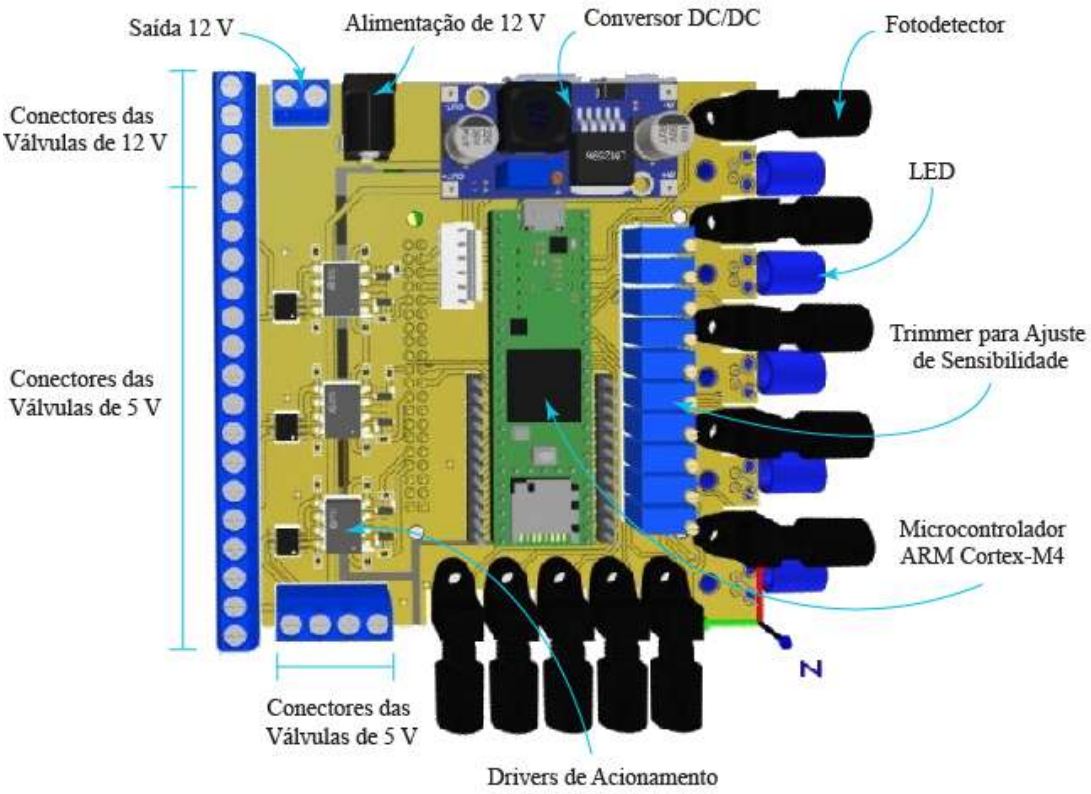


Fonte: Produção do próprio autor.

Uma visualização 3D da PCB é mostrada na Figura 15. A disposição dos componentes no sistema projetado foi estrategicamente pensada para isolar a etapa de potência (sistema de acionamento de válvulas com até 3 A por canal) da etapa de controle e aquisição (microcontrolador e SBC). Para isso, 3 polígonos de terra foram criados: de potência, de sinais digitais e de sinais analógicos. Isso representa uma boa prática para reduzir o ruído em sinais analógicos. No caso, o aterramento digital e analógico são juntados no microcontrolador por meio de indutores de *desacople* (WORLDWIDE, 2022).

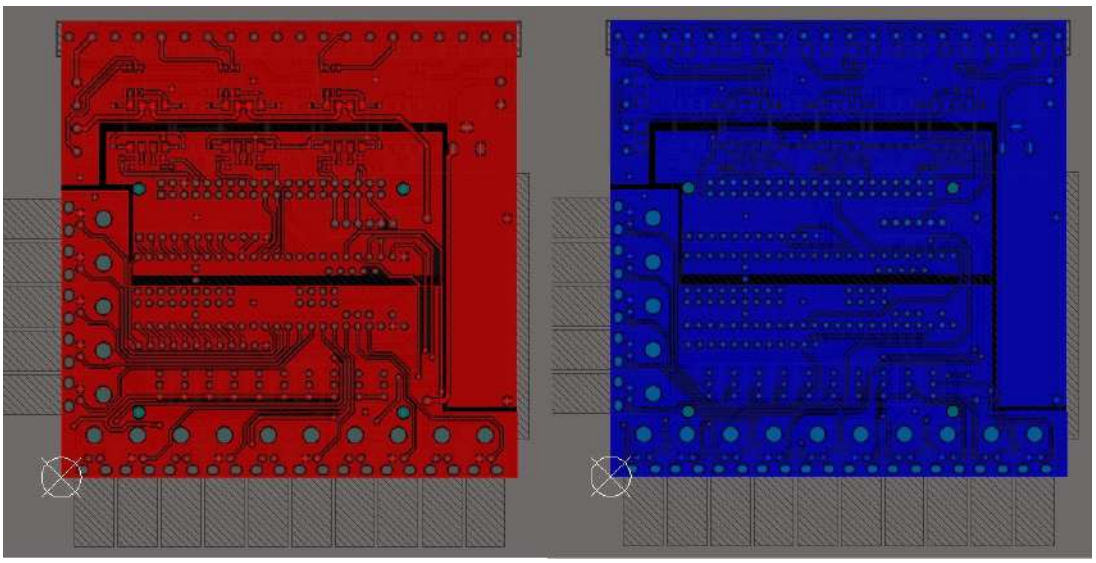
Na Figura 16 são mostrados os arquivos de fabricação da PCB, camada superior e inferior, e são evidenciados os polígonos dos 3 aterramentos.

Figura 15 – Placa de circuito impresso



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 16 – arquivos de fabricação da PCB



Fonte: Produção do próprio autor.

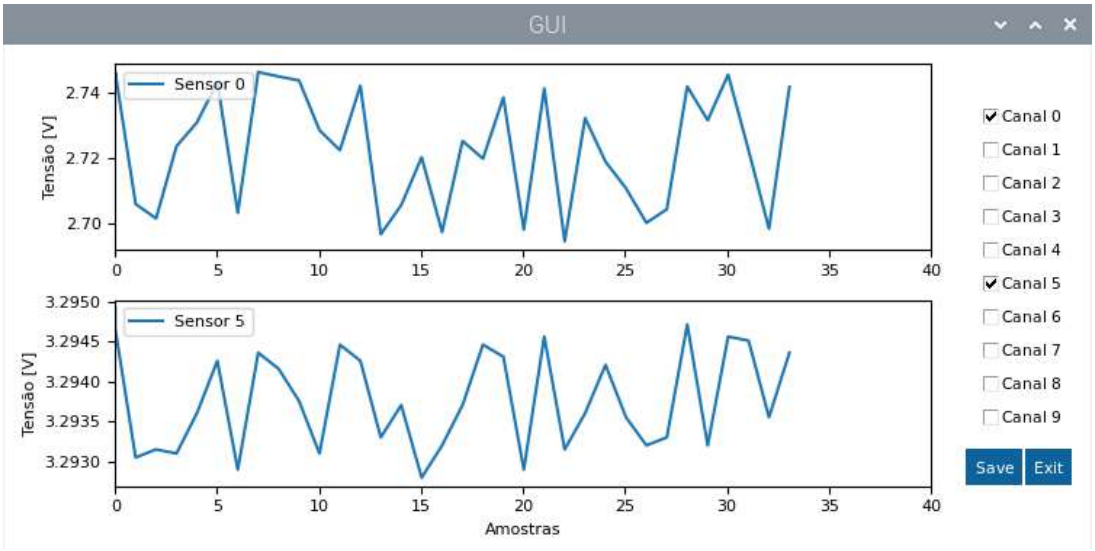
4.2 Desenvolvimento de *software*

Para realizar o monitoramento dos sinais obtidos pelo interrogador foi desenvolvido uma interface gráfica de usuário, programada em *Python* para o sistema operacional *Raspbian*

utilizado no computador de placa única.

O sistema de interrogação possui 10 canais no total, que para instrumentação da prótese foram divididos em cinco sensores de pressão e cinco sensores de curvatura. A GUI possui duas janelas de visualização, sendo uma referente aos sensores de pressão e outra para os sensores de curvatura, sendo possível marcar quais canais deseja manter ativos na visualização e uma opção para salvar os dados em um arquivo para que possam ser analisados *offline*. Na Figura 17 é mostrada a interface desenvolvida usando a biblioteca TKinter.

Figura 17 – Interface gráfica de usuário

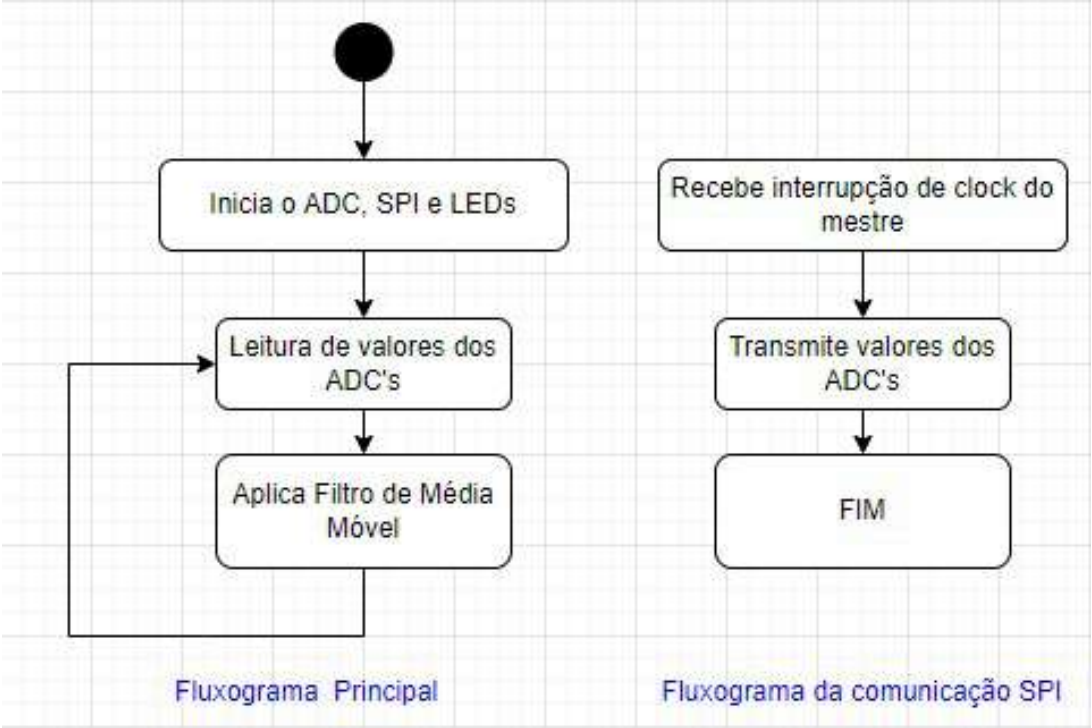


Fonte: Produção do próprio autor.

4.3 Desenvolvimento de *firmware*

O *firmware* desenvolvido para o microcontrolador, consiste na leitura de 10 valores de tensão convertidas de analógicas para digitais, obtidas através do circuito com os fotodetectores. Após leitura dos sinais, os dados são filtrados por um filtro de média móvel e enviados ao SBC através de uma comunicação utilizando o protocolo SPI (do inglês *Serial Peripheral Interface*), tendo o SBC comandando a comunicação e utilizando o sinal de clock com frequência de 2 MHz. O SBC inicia a comunicação e recebe 20 bytes, referentes aos 10 valores de tensão lidas. Na Figura 18 é mostrado um fluxograma para exemplificar cada etapa desse processo.

Figura 18 – Fluxograma do firmware do microcontrolador

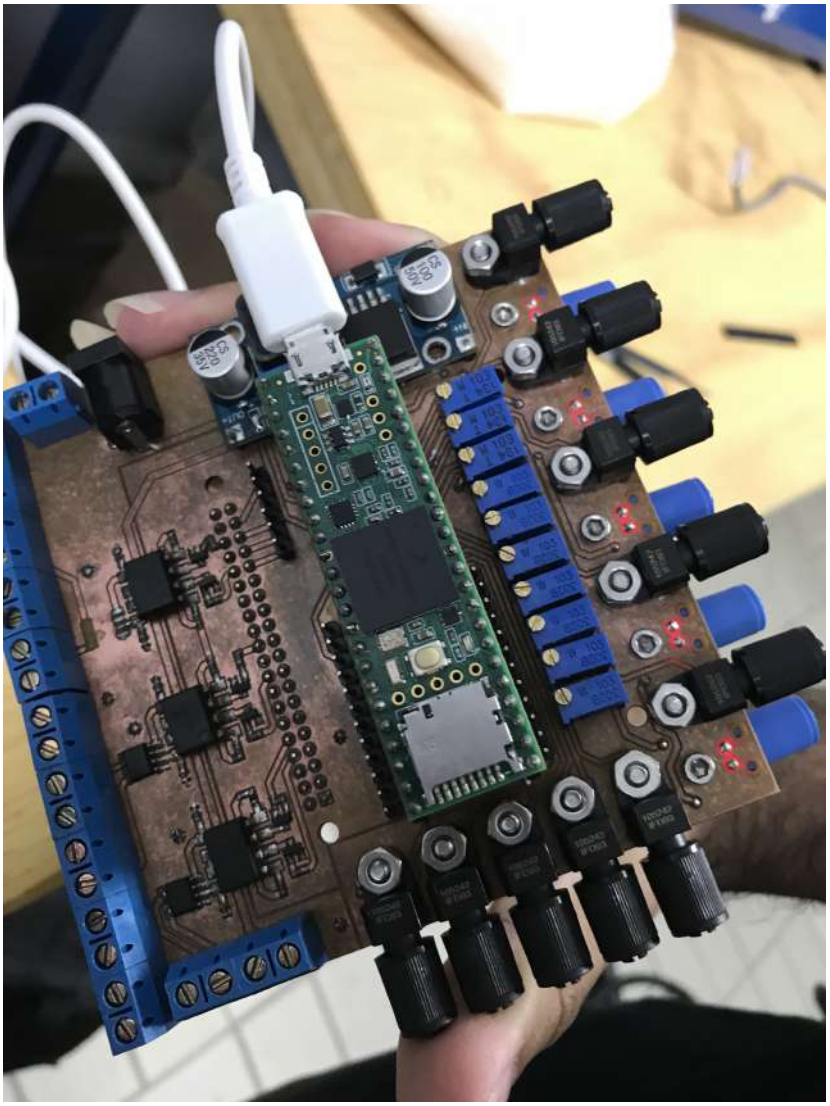


Fonte: Produção do próprio autor.

5 RESULTADOS

A parte de implementação gerou a placa desenvolvida que pode ser observada na Figura 19, atendendo as especificações do projeto apresentado na Seção 1 do Capítulo 4. O circuito impresso foi desenvolvido em 2 camadas com CNC (do inglês *Computer Numeric Control*). No caso, o material (camada de cobre) é removido com a ferramenta de corte, a qual deve ser selecionada dependendo do tamanho mínimo da trilha. Adicionalmente, problemas relacionados ao empenamento da placa de circuito impresso podem gerar variações na profundidade do corte, o que por sua vez, atinge o tamanho da trilha definido no software. Já que o sistema de fabricação de PCBs não conta com mapeamento da curvatura da placa, trilhas entre 0.4 mm até 0.7 mm foram selecionadas e placas com o mínimo de empenamento.

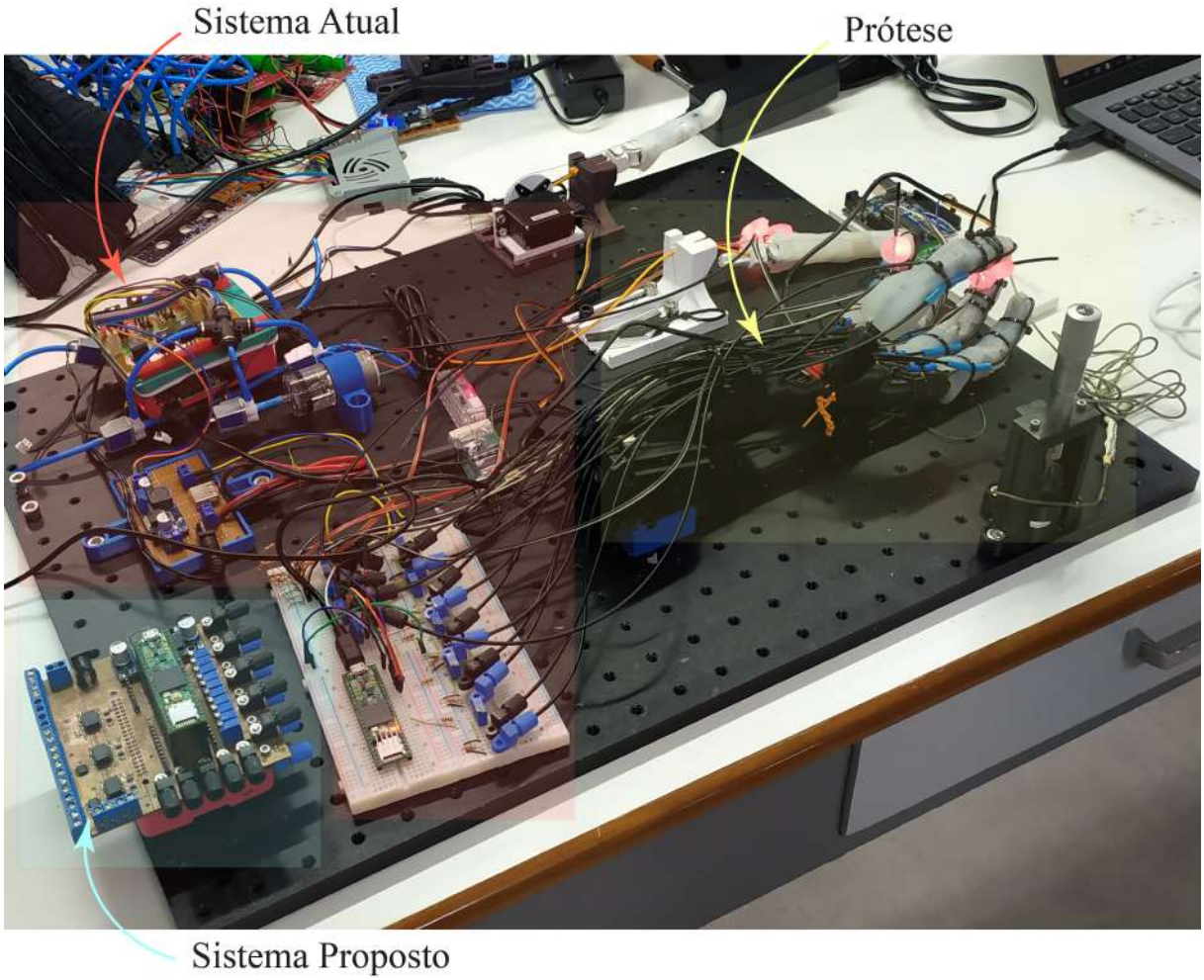
Figura 19 – Placa de circuito impresso produzida



Fonte: Produção do próprio autor.

Para validação do interrogador desenvolvido, foi utilizada a prótese de membro superior, que faz uso dos sensores de pressão e curvatura baseados em intensidade de potência óptica, que pode ser visto na Figura 20, com o seu sistema de interrogação anterior montado utilizando *protoboard*.

Figura 20 – Comparativo entre o sistema atual e o sistema proposto

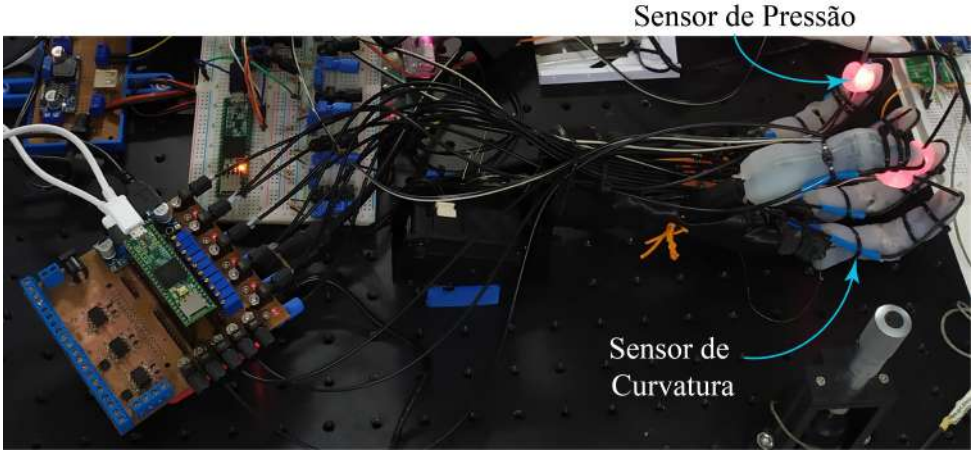


Fonte: Produção do próprio autor.

O sistema proposto é uma placa de 10x10 cm que integra o microcontrolador e o SBC, o qual permite monitorar os cinco sensores de ângulo e cinco de pressão (atualmente, três instalados na prótese) como pode ser observado na Figura 21. Adicionalmente disponibiliza um barramento para acrescentar 10 sensores analógicos, caso seja necessário.

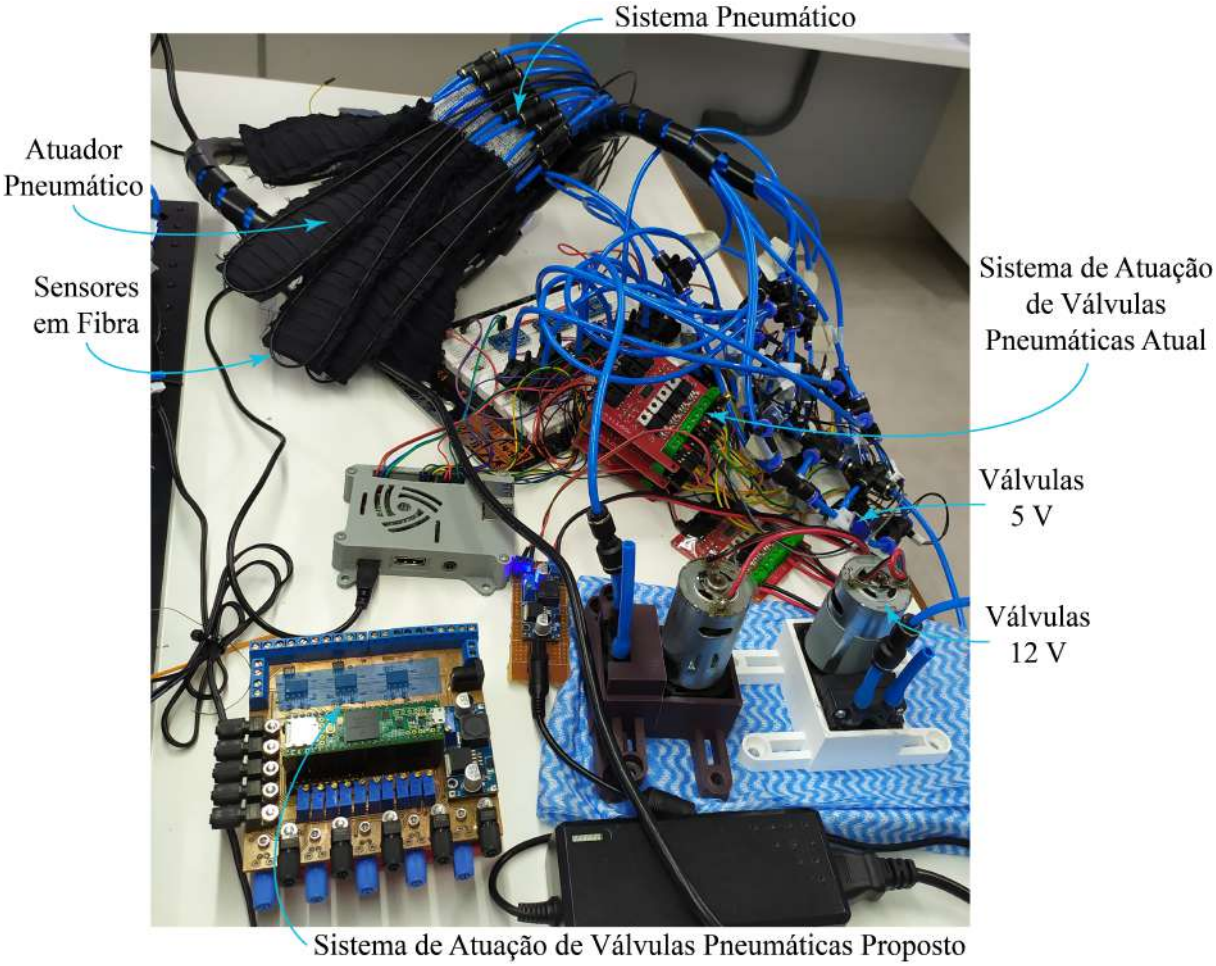
Na Figura 22 pode ser observado que, o sistema proposto substitui 4 PCBs de 6.5 cm x 6.5 cm, por uma única área de aproximadamente 10 cm x 3 cm para controlar as 12 válvulas de 5 V e as duas válvulas de 12 V do sistema pneumático. Isso atinge diretamente na portabilidade do sistema. Vale a pena destacar que este mesmo sistema pode ser usado nos atuadores pneumáticos da prótese para o processo de adução e abdução.

Figura 21 – Prótese com o interrogador desenvolvido



Fonte: Produção do próprio autor.

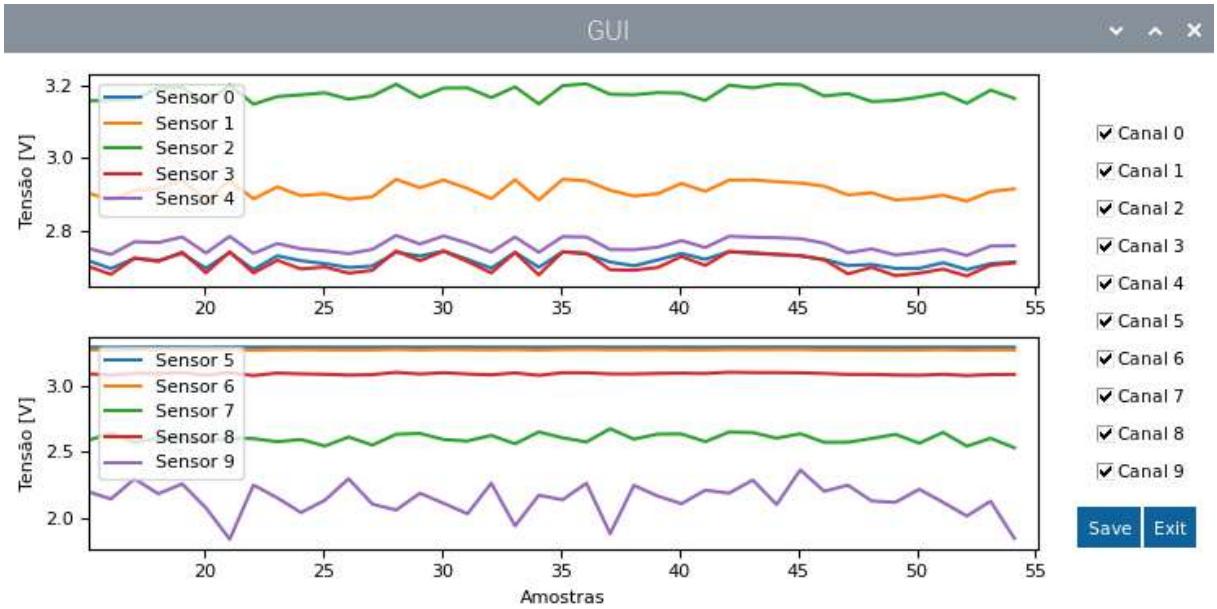
Figura 22 – Luva de reabilitação ExHand



Fonte: Produção do próprio autor.

Foi utilizada a GUI para visualizar e armazenar os dados durante o experimento, e o *software* Matlab para gerar os gráficos para descrição dos resultados obtidos. Na Figura 23 temos a GUI mostrando os dados obtidos para os 10 canais disponíveis.

Figura 23 – Interface gráfica de usuário



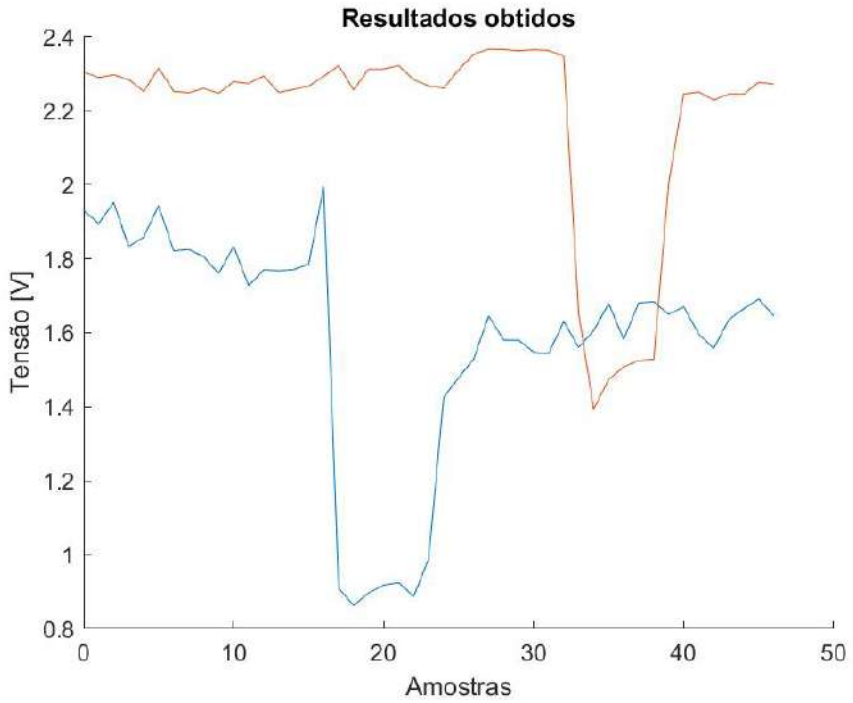
Fonte: Produção do próprio autor.

O experimento para validação da aquisição de dados foi dividido em duas etapas, na Figura 24 temos os resultados para dois sensores de pressão sendo pressionados e soltos em sequencia. Em primeiro momento os sensores estão na mesma faixa de tensão com pequenas variações, ao serem pressionados é acoplado mais luz, o que faz com que o fototransistor conduza mais corrente, gerando uma maior queda de tensão no resistor e consequentemente menor tensão no ponto de leitura. Ao soltar o sensor, a tendência é que os níveis de tensão voltem para a faixa inicial, mas isso nem sempre acontece devido ao efeito fotoelástico e desalinhamento do LED com a fibra na região sensível.

Na Figura 25 podem ser observados os resultados da segunda etapa do experimento, sendo 4 sensores de curvatura flexionados e soltos em sequencia, ao contrario do que ocorre com os sensores de pressão, ao entrarem em uso ocorre um aumento da atenuação do sinal ótico fazendo com que o fototransistor conduza menos e a tensão no ponto medido aumente.

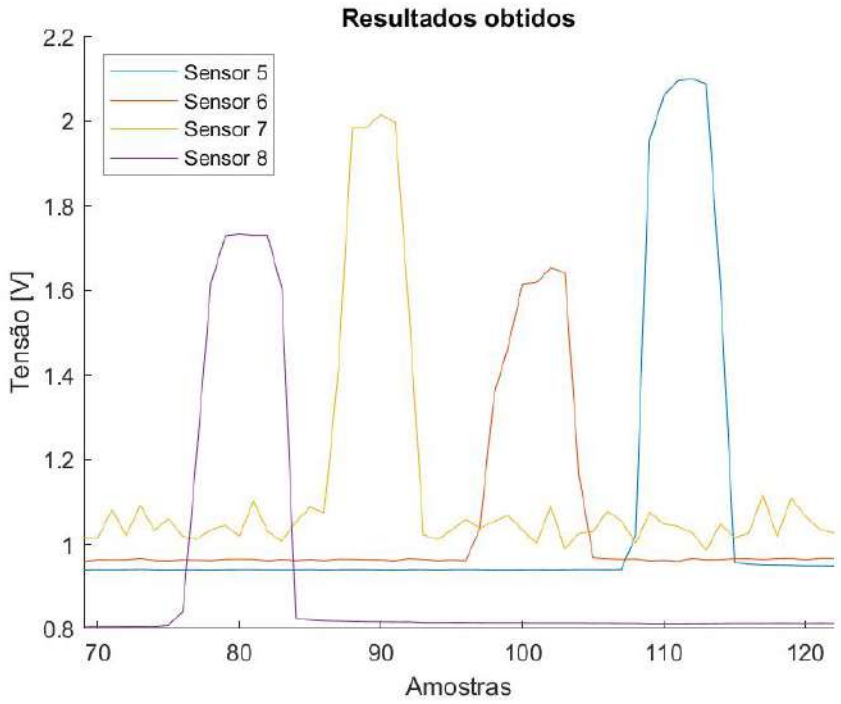
Por fim, na Figura 26 é apresentado o resultado do sistema pneumático da luva sendo atuado pelo interrogador, validando seu funcionamento esperado.

Figura 24 – Resultados para os sensores de pressão



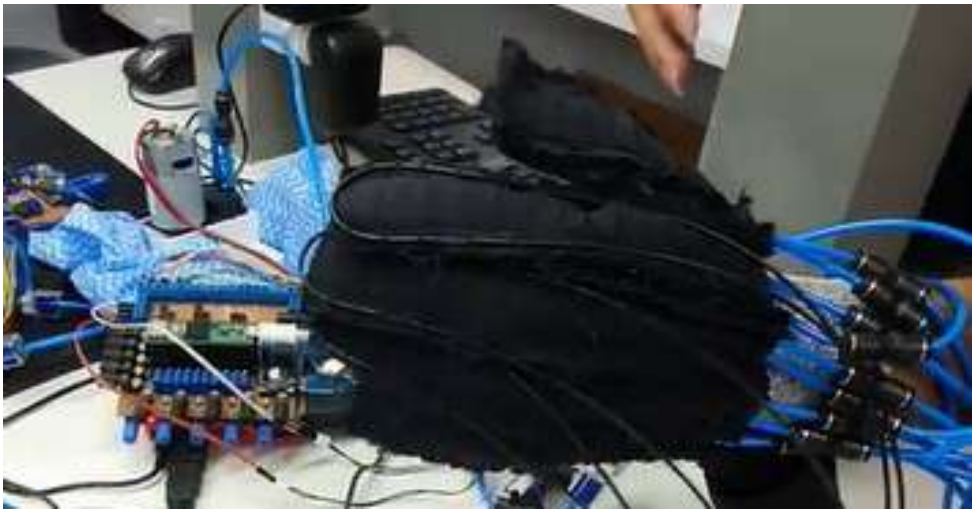
Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 25 – Resultados para os sensores de curvatura



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 26 – sistema pneumático da luva sendo atuado pelo interrogador



Fonte: Produção do próprio autor.

6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

O objetivo principal deste projeto de graduação foi desenvolver um sistema interrogador de sensores em fibra óptica polimérica de ângulo e pressão. Como resultado, foi desenvolvido o interrogador junto a um conjunto de drives para controle de válvulas, dando possibilidade de substituir o sistema de controle e interrogação em varias aplicações, dentre elas, duas das de reabilitação disponíveis no Laboratório de Telecomunicações (Labtel) da Universidade Federal do Espírito Santo (Ufes).

Como resultado, foi validada a eficácia do sistema de interrogação em uma prótese de membro superior, obtendo dados esperados e condizentes com a teoria estudada. Os drives foram testados na luva de reabilitação ExHand apresentando os resultados esperados, sendo capaz de controlar o sistema de válvulas. Dessa forma, o presente trabalho contribui disponibilizando um sistema completo e compacto para aplicações que utilizam sensores em fibras ópticas poliméricas (POF, do inglês *Polymer Optical Fibers*) baseados em intensidade, e que fazem controle de atuadores para alguma finalidade, substituindo soluções que ocupam muito espaço e tornam mais difícil sua manipulação e transporte.

Para trabalhos futuros podem-se adicionar mais sensores e desenvolver uma segunda placa de expansão para adicionar mais funcionalidades, além de trocar a visualização que é feita em um monitor, por um *display* de 7 polegadas, para visualizar os dados durante estudos, tornando o sistema ainda mais portável. Também é esperado explorar o sistema proposto em aplicações de monitoramento de sistemas de pressão para cadeiras de rodas e colchões para pacientes acamados. Linhas de pesquisa atualmente em desenvolvimento no LabTel, e que ainda não contam com uma eletrônica integrada como a proposta neste trabalho. Finalmente o sistema será integrado em dispositivos de robótica social, mais especificamente na instrumentação de um robô baseado em robótica suave para reabilitação de crianças com autismo.

Desta forma é possível observar o potencial e a flexibilidade que vai trazer a plataforma desenvolvida neste projeto de graduação, que vai acelerar o desenvolvimento de várias pesquisas no Labtel, no que tange a instrumentação de dispositivos de reabilitação de baixo custo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGRAWAL, G. P. Fiber-optic communication systems. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2012. Citado na página 13.

ARCO, L. D.; PONTES, M.; VIEIRA, M.; CIFUENTES, C.; DíAZ, C. R. Instrumentation of the prosthesis prhand based on soft-robotics: Angle sensor with optical fiber. Latin America Optics & Photonics Conference, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 19.

ARCO, L. D.; PONTES, M.; VIEIRA, M.; CIFUENTES, C.; DíAZ, C. R. Optical fiber angle sensors for the prhand prosthesis: Development and application in grasp types recognition with machine learning. Latin American Electron Devices Conference, 2022. Citado na página 17.

ARCO, L. D.; PONTES, M.; VIEIRA, M.; MONTEIRO, M.; CIFUENTES, C.; DíAZ, C. R. Pressure and angle sensors with optical fiber for instrumentation of the prhand hand prosthesis. International Conference on Application of Optics and Photonics, 2022. Citado na página 20.

BILRO, L.; ALBERTO, N. J.; SÁ, L. M.; PINTO, J. de L.; NOGUEIRA, R. Analytical analysis of side-polished plastic optical fiber as curvature and refractive index sensor. Journal of lightwave technology, IEEE, v. 29, n. 6, p. 864–870, 2011. Citado na página 15.

BORG, J.; ÖSTERGREN, P.-O. Users' perspectives on the provision of assistive technologies in bangladesh: awareness, providers, costs and barriers. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, Taylor & Francis, v. 10, n. 4, p. 301–308, 2015. Citado na página 9.

CHEN, Z.; XIONG, S.; GAO, S.; ZHANG, H.; WAN, L.; HUANG, X.; HUANG, B.; FENG, Y.; LIU, W.; LI, Z. High-temperature sensor based on fabry-perot interferometer in microfiber tip. Sensors, MDPI, v. 18, n. 1, p. 202, 2018. Citado na página 17.

COLE, J.; JOHNSON, R.; BHUTA, P. Fiber-optic detection of sound. The Journal of the Acoustical Society of America, Acoustical Society of America, v. 62, n. 5, p. 1136–1138, 1977. Citado na página 16.

CORDELLA, F.; CIANCIO, A. L.; SACCHETTI, R.; DAVALLI, A.; CUTTI, A. G.; GUGLIELMELLI, E.; ZOLLO, L. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. Frontiers in neuroscience, Frontiers, v. 10, p. 209, 2016. Citado na página 9.

CULSHAW, B. Optical fibre sensors: A current perspective. The Open Optics Journal, v. 7, n. 1, 2013. Citado na página 16.

DANIELS, C. A.; OLSEN, C. H.; SCHER, A. I.; MCKAY, P. L.; NIEBUHR, D. W. Severe upper limb injuries in us military personnel: incidence, risk factor and outcomes. Military medicine, Oxford University Press, v. 185, n. 1-2, p. e146–e153, 2020. Citado na página 9.

DÍAZ, C. A.; JUNIOR, A. G. L.; AVELLAR, L. M.; ANTUNES, P. F. C.; PONTES, M. J.; MARQUES, C. A.; FRIZERA, A.; RIBEIRO, M. R. N. Perrogator: A portable energy-efficient interrogator for dynamic monitoring of wavelength-based sensors in wearable applications. Sensors, MDPI, v. 19, n. 13, p. 2962, 2019. Citado na página 10.

DÍAZ, C. A.; LEITÃO, C.; MARQUES, C. A.; DOMINGUES, M. F.; ALBERTO, N.; PONTES, M. J.; FRIZERA, A.; RIBEIRO, M. R.; ANDRÉ, P. S.; ANTUNES, P. F. Low-cost interrogation technique for dynamic measurements with fbg-based devices. Sensors, MDPI, v. 17, n. 10, p. 2414, 2017. Citado na página 10.

DÍAZ, C. A.; MARQUES, C. A.; DOMINGUES, M. F. F.; RIBEIRO, M. R.; FRIZERA-NETO, A.; PONTES, M. J.; ANDRÉ, P. S.; ANTUNES, P. F. A cost-effective edge-filter based fbg interrogator using catastrophic fuse effect micro-cavity interferometers. Measurement, Elsevier, v. 124, p. 486–493, 2018. Citado na página 10.

DOLLAR, A. M. Classifying human hand use and the activities of daily living. In: The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development. [S.l.]: Springer, 2014. p. 201–216. Citado na página 9.

DíAZ, C. A. R. Optical Fiber Sensing for Sub–Millimeter Intrinsically–Safe Liquid Level Monitoring. Tese (Doutorado) — FEDERAL UNIVERSITY OF ESPÍRITO SANTO, 2018. Citado 3 vezes nas páginas 13, 16 e 17.

HUAROTO, J. J.; SUÁREZ, E.; VELA, E. A. Wearable mechatronic devices for upper-limb amputees. In: Control Theory in Biomedical Engineering. [S.l.]: Elsevier, 2020. p. 205–234. Citado na página 9.

IBGE. Censo Demográfico. 2022. Disponível em: <http:www.sidra.ibge.gov.br>. Acesso em 04 de mar. de 2022. Citado na página 9.

JELACIC, Z.; DEDIC, R.; DINDO, H. Active Above-knee Prosthesis: A Guide to a Smart Prosthetic Leg. [S.l.]: Academic Press, 2020. Citado na página 9.

JING, X.; YONG, X.; LI, G.; JIANG, J.; YOKOI, H. Design of a prosthetic hand for multiple hand motions. In: IEEE. 2019 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). [S.l.], 2019. p. 2814–2819. Citado na página 10.

JUNIOR, A. G. L. POLYMER OPTICAL FIBER SENSORS FOR HEALTHCARE DEVICES: FROM MATERIAL ANALYSIS TO PRACTICAL APPLICATIONS. Tese (Doutorado) — FEDERAL UNIVERSITY OF ESPÍRITO SANTO, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 15.

JUNIOR, A. G. L.; DIAZ, C. R.; MARQUES, C.; PONTES, M. J.; FRIZERA, A. Multiplexing technique for quasi-distributed sensors arrays in polymer optical fiber intensity variation-based sensors. Optics & Laser Technology, Elsevier, v. 111, p. 81–88, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.

JUNIOR, A. G. L.; FRIZERA, A.; MARQUES, C.; SANCHEZ, M. R.; BOTELHO, T. R.; SEGATTO, M. V.; PONTES, M. J. Polymer optical fiber strain gauge for human-robot interaction forces assessment on an active knee orthosis. Optical Fiber Technology, Elsevier, v. 41, p. 205–211, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 17.

JUNIOR, A. G. L.; FRIZERA, A.; PONTES, M. J. Analytical model for a polymer optical fiber under dynamic bending. Optics & Laser Technology, Elsevier, v. 93, p. 92–98, 2017. Citado na página 19.

JUNIOR, A. G. L.; FRIZERA, A.; PONTES, M. J. Sensitive zone parameters and curvature radius evaluation for polymer optical fiber curvature sensors. Optics & Laser Technology, Elsevier, v. 100, p. 272–281, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 15.

JUNIOR, A. G. L.; FRIZERA, A.; VARGAS-VALENCIA, L.; SANTOS, W. M. dos; BO, A. P.; SIQUEIRA, A. A.; PONTES, M. J. Polymer optical fiber sensors in wearable devices: Toward novel instrumentation approaches for gait assistance devices. IEEE Sensors Journal, IEEE, v. 18, n. 17, p. 7085–7092, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 14.

KATE, J. T.; SMIT, G.; BREEDVELD, P. 3d-printed upper limb prostheses: a review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, Taylor & Francis, v. 12, n. 3, p. 300–314, 2017. Citado na página 10.

LÓPEZ-HIGUERA, J. M. Handbook of optical fibre sensing technology. [S.l.]: Wiley, 2002. Citado na página 13.

MALDONADO, J. Projeto de mestrado em processo de finalização. Dissertação (Mestrado) — UFES, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.

MARQUES, C.; POSPORI, A.; SÁEZ-RODRÍGUEZ, D.; NIELSEN, K.; BANG, O.; WEBB, D. Aviation fuel gauging sensor utilizing multiple diaphragm sensors incorporating polymer optical fiber bragg gratings. IEEE Sensors Journal, IEEE, v. 16, n. 15, p. 6122–6129, 2016. Citado na página 17.

MARQUES, R. da S.; PRADO, A. R.; ANTUNES, P. F. da C.; ANDRÉ, P. S. de B.; RIBEIRO, M. R.; FRIZERA-NETO, A.; PONTES, M. J. Corrosion resistant fbg-based quasi-distributed sensor for crude oil tank dynamic temperature profile monitoring. Sensors, MDPI, v. 15, n. 12, p. 30693–30703, 2015. Citado na página 17.

MASSA, B.; ROCCELLA, S.; CARROZZA, M. C.; DARIO, P. Design and development of an underactuated prosthetic hand. In: IEEE. Proceedings 2002 IEEE international conference on robotics and automation (Cat. No. 02CH37292). [S.l.], 2002. v. 4, p. 3374–3379. Citado na página 10.

NIÑO, O. Y. S. R. DESIGN, CONSTRUCTION AND EVALUATION OF A HAND PROSTHESIS BASED ON SOFT ROBOTICS. Dissertação (Mestrado) — Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.

NIOLA, V.; ROSSI, C.; SAVINO, S.; TRONCONE, S. An underactuated mechanical hand: a first prototype. In: IEEE. 2014 23rd International Conference on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region (RAAD). [S.l.], 2014. p. 1–6. Citado na página 10.

PETERS, K. Polymer optical fiber sensors—a review. Smart materials and structures, IOP Publishing, v. 20, n. 1, p. 013002, 2010. Citado na página 13.

PHOTONICS. Fiber Optics: Understanding the Basics. 2022. Disponível em: <https://www.photonics.com/Articles/Fiber_Optics_Understanding_the_Basics/a25151>. Acesso em: 25 julho 2022. Citado na página 14.

POLYGERINOS, P.; CORRELL, N.; MORIN, S. A.; MOSADEGH, B.; ONAL, C. D.; PETERSEN, K.; CIANCHETTI, M.; TOLLEY, M. T.; SHEPHERD, R. F. Soft robotics: Review of fluid-driven intrinsically soft devices; manufacturing, sensing, control, and applications in human-robot interaction. Advanced Engineering Materials, Wiley Online Library, v. 19, n. 12, p. 1700016, 2017. Citado na página 10.

PRODANOV, C. C.; FREITAS, E. C. D. Metodologia do trabalho científico: métodos e técnicas da pesquisa e do trabalho acadêmico-2ª Edição. [S.l.]: Editora Feevale, 2013. Citado na página 11.

ROBINSON, H.; MACDONALD, B.; BROADBENT, E. The role of healthcare robots for older people at home: A review. International Journal of Social Robotics, Springer, v. 6, n. 4, p. 575–591, 2014. Citado na página 9.

SALVIETTI, G. Replicating human hand synergies onto robotic hands: A review on software and hardware strategies. Frontiers in neurorobotics, Frontiers, v. 12, p. 27, 2018. Citado na página 9.

SHINTAKE, J.; CACUCCIOLO, V.; FLOREANO, D.; SHEA, H. Soft robotic grippers. Advanced materials, Wiley Online Library, v. 30, n. 29, p. 1707035, 2018. Citado na página 9.

TIAN, L.; THALMANN, N. M.; THALMANN, D.; ZHENG, J. The making of a 3d-printed, cable-driven, single-model, lightweight humanoid robotic hand. Frontiers in Robotics and AI, Frontiers, v. 4, p. 65, 2017. Citado na página 9.

VALI, V.; SHORTHILL, R. Fiber ring interferometer. Applied optics, Optica Publishing Group, v. 15, n. 5, p. 1099–1100, 1976. Citado na página 16.

WAN, K. T.; LEUNG, C. K. Durability tests of a fiber optic corrosion sensor. Sensors, Molecular Diversity Preservation International (MDPI), v. 12, n. 3, p. 3656–3668, 2012. Citado na página 17.

WORLDWIDE, E. P. C. A. Teensy and Teensy++ Schematic Diagrams. 2022. Disponível em: <https://www.pjrc.com/teensy/schematic.html>. Acesso em: 1 Agosto 2022. Citado na página 25.

ZAPPATORE, G. A.; REINA, G.; MESSINA, A. Analysis of a highly underactuated robotic hand. Int. J. Mech. Control, v. 18, n. 2, p. 17–24, 2017. Citado na página 10.

ZIEGLER-GRAHAM, K.; MACKENZIE, E. J.; EPHRAIM, P. L.; TRAVISON, T. G.; BROOKMEYER, R. Estimating the prevalence of limb loss in the united states: 2005 to 2050. Archives of physical medicine and rehabilitation, Elsevier, v. 89, n. 3, p. 422–429, 2008. Citado na página 9.