

Projeto e Desenvolvimento de Modelo de Sensor Eletrônico para Dispositivo Vestível para as Mãos para Monitoramento da Evolução de Parâmetros de Força, Extensão e Flexão Durante Fisioterapia de Paciente com Síndrome do Túnel do Carpo

Design and Development of an Electronic Sensor Model for a Wearable Device for the Hands to Monitor the Evolution of Strength, Extension and Flexion Parameters During Physical Therapy of a Patient with Carpal Tunnel Syndrome

Recebido em
02 jan. 2023

Aceito em
15 fev. 2024

Publicado em
27 mar. 2024

<https://git.fateczl.edu.br>
e_ISSN
2965-3339
DOI
10.29327/2384439.2.2-4

@_GIT
Advances in Global
Innovation & Technology
Volume 2
Número 2
São Paulo
Março
2024



Brenda Xavier de Moura¹
brendaxaviemoura1997@gmail.com

Flora Silvério Alexandre¹
florasilverio2@gmail.com

Luana Correa dos Santos¹
luana.573correa@gmail.com

Jeferson Cerqueira Dias¹
jefersondias1@alunmi.usp.br

1 - Faculdade de Tecnologia de Osasco | Fatec Osasco

Resumo: A Síndrome do Túnel do Carpo (STC) é uma doença que advém da compressão do nervo mediano que atravessa o punho sob o ligamento carpal, afetando a movimentação da mão, a causa mais comum é a L.E.R (Lesão do Esforço Repetitivo), gerada por movimentos repetitivos como digitar ou tocar instrumentos musicais. A presente pesquisa objetiva o desenvolvimento de um sensor eletrônico para ser aplicado em dispositivo vestível para mãos capaz de registrar a evolução do paciente ao longo do tratamento do túnel do carpo, monitorando os parâmetros de força, extensão e flexão. Os resultados pretendidos são a obtenção de um protótipo de sensor eletrônico aplicado em dispositivo vestível, composto por sensores localizados em pontos representativos para captação de parâmetros de extensão, força e flexão. Ao longo deste estudo foi possível conceber um modelo virtual de sensor apto a monitorar parâmetros de força, extensão e flexão, importantes durante o tratamento fisioterápico de pacientes, especificamente, do sexo feminino entre 40 e 60 anos com STC abrangendo do grau 1 (mínimo) ao grau 4 (moderado).

Palavras-chave: Sistemas Biomédicos. Dispositivo Vestível. Túnel do Carpo. Fisioterapia. Sensores.

Abstract: *Carpal Tunnel Syndrome (CTS) is a disease that comes from the compression of the median nerve that crosses the wrist under the carpal ligament, affecting the movement of the hand, the most common cause is L.E.R (Repetitive Strain Injury), generated by repetitive movements such as typing or playing musical instruments. The present research aims to develop an electronic sensor to be applied in a wearable device for hands capable of recording the patient's evolution throughout carpal tunnel treatment, monitoring the parameters of strength, extension and flexion. The intended results are to obtain a prototype of an electronic sensor applied in a wearable device, composed of sensors located at representative points to capture parameters of extension, force and flexion. Throughout this study, it was possible to design a virtual sensor model capable of monitoring strength, extension and flexion parameters, which are important during the physical therapy treatment of patients, specifically, females between 40 and 60 years of age with CTS ranging from grade 1 (minimal) to grade 4 (moderate).*

Keywords: Biomedical Systems. Wearable device. Carpal Tunnel. Physiotherapy. Sensors.

1. INTRODUÇÃO

De acordo com as Sociedades Brasileiras de Ortopedia e Traumatologia, de Neurocirurgia e Neurofisiologia Clínica (2011), a Síndrome do Túnel do Carpo é definida pela compressão do nervo mediano no túnel do carpo, que é o mais afetado devido às suas ramificações sensitivas, tornando-se a neuropatia mais comum na extremidade dos membros superiores.

O nervo mediano é responsável pelo controle da sensibilidade na palma da mão e dos dedos, e juntamente com os tendões lubrificados pela sinóvia, permite a flexão dos dedos. A Síndrome do Túnel do Carpo ocorre quando os tecidos sinoviais que envolvem os tendões no pulso são repetidamente comprimidos, levando à inflamação e ao inchaço do nervo mediano, resultando no estreitamento do túnel do carpo. Esse processo de inflamação e inchaço pode causar sensações incômodas, como fraqueza, dormência, formigamento e dor nas mãos (AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, 2019).

A idade e o gênero também desempenham um papel, pois idosos e mulheres são mais propensos a desenvolver a síndrome (POERMEMRARY, 2019 apud ANNISA et al., 2021).

In et al. (2011) mencionam o uso de dispositivos vestíveis para a terapia de doenças que requerem reabilitação, apresentando o desenvolvimento de um protótipo de mão robótica vestível capaz de realizar movimentos de extensão e flexão.

Esses dispositivos vestíveis têm se mostrado promissores na reabilitação de doenças e lesões nas mãos, fornecendo suporte e auxiliando na recuperação da mobilidade. No entanto, é importante ressaltar que ainda existem desafios a

serem superados, como a reprodução precisa dos movimentos da mão humana e a definição de parâmetros adequados para diferentes patologias (GROVER et al., 2017).

Esta pesquisa propõe o desenvolvimento de um sensor eletrônico virtual para um dispositivo vestível que possa monitorar a evolução dos parâmetros de força, extensão e flexão, durante a fisioterapia para pacientes (especificamente mulheres entre 40 e 60 anos) com síndrome do túnel do carpo abrangendo os graus de gravidade do grau 1 (mínimo) ao grau 4 (moderado). Com isso é possível reduzir o tempo necessário para o tratamento e melhorar a eficácia geral do tratamento para a síndrome do túnel do carpo, monitorar os parâmetros de força, extensão e flexão.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Sistemas Biomédicos

Sistemas biomédicos são definidos como sistemas integrados de hardware e software que são projetados para coletar, processar, armazenar e visualizar informações fisiológicas e médicas (GRIMES; HOUNSELL, 2019). A expansão tecnológica de equipamentos médicos atrelados a integração de instrumentação biomédica, biomecânica, planejamento, logística hospitalar e administração compõem a engenharia dos sistemas biomédicos que promove ferramentas para obtenção de diagnósticos mais distinguíveis, e o desenvolvimento de dispositivos com melhor desempenho médico, otimizando assim os serviços médicos pela tecnologia de controle de precisão, pela robótica e pela Internet das Coisas (IoT) (UNAM, 2018).

Esses sistemas podem ser utilizados para fins de monitoramento e diagnóstico de

pacientes, bem como para terapias de reabilitação e tratamentos médicos, os sistemas biomédicos permitem aos profissionais de saúde monitorar os sinais vitais dos pacientes, garantindo um diagnóstico mais rápido e preciso, além de permitir a avaliação e monitoramento de tratamentos médicos.

2.2 Sistemas Biomédicos pela RDC N° 185/01

De acordo com a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) n° 185 de 22 de outubro de 2001, produto médico é definido como um produto para saúde, como um equipamento, aparelho, material, artigo ou sistema de uso ou aplicação médica como um todo, sendo assim destinado a prevenção, diagnóstico, reabilitação é que não utiliza meio farmacológico, imunológico ou metabólico para realizar sua principal função. Os produtos médicos podem ser divididos na classe de ativos, ativo para diagnosticar, ativo para terapia, para uso único, implantável, invasivo e invasivo cirurgicamente (RDC N° 185/01). São divididas em quatro classes as classificações para sistemas biomédicos, sendo elas:

- Classe I: equipamentos simples, que não representam risco elevado à saúde humana, como luvas médicas, seringas e agulhas.
- Classe II: equipamentos de risco moderado à saúde humana, como aparelhos de diagnóstico, como termômetros e esfigmomanômetros.
- Classe III: equipamentos de alto risco à saúde humana, como próteses, equipamentos de hemodiálise e equipamentos de diagnóstico e terapia invasiva.
- Classe IV: equipamentos de alto risco, que requerem controle rigoroso, como

implantes cerebrais, dispositivos de diálise e transplante de células.

Ainda seguindo na parte de classificações, temos a questão de:

- Equipamentos invasivos, como dispositivos implantáveis, são geralmente classificados como Classe III ou Classe IV, dependendo do tipo de dispositivo e do grau de risco à saúde humana. Exemplos incluem marca-passos, *stents*, próteses articulares, entre outros.
- Equipamentos não invasivos, como aparelhos de diagnóstico, podem ser classificados como Classe II ou Classe III, dependendo da finalidade de uso e do potencial de risco associado. Exemplos incluem termômetros, esfigmomanômetros, eletrocardiógrafos, entre outros.
- Dispositivos de uso único ou descartável, como seringas, agulhas e outros dispositivos não invasivos, geralmente são classificados como Classe I, devido ao baixo risco à saúde humana.
- Equipamentos de terapia, como aparelhos de fisioterapia e outros dispositivos terapêuticos, podem ser classificados como Classe II ou Classe III, dependendo da finalidade de uso e do potencial de risco associado.
- Equipamentos que utilizam radiação ionizante, como aparelhos de radioterapia e outros dispositivos de imagem, geralmente são classificados como Classe IV, devido ao alto risco associado ao uso desses dispositivos.

A classificação é baseada no potencial de risco do equipamento ou sistema em questão, levando em conta a duração e a frequência de uso, o tipo de contato com o paciente e as consequências de falhas ou mau uso. Ao que diz respeito aos termos

definidos pelo Manual para Regularização do Equipamentos Médicos da Anvisa, tem a seguinte definição para equipamento médico de uso em saúde, com finalidade médica, ou fisioterápica, utilizado direta ou indiretamente para diagnóstico, terapia, reabilitação ou monitorização de seres humanos.

2.3 Dispositivo Vestível

Um dispositivo vestível consiste em micro sensores dispostos em relógios, pulseiras, etc. Com tais sensores, pode-se extrair diversas informações corporais em tempo real e realizar análises sobre estas informações com uma abordagem pessoal e única. As informações incluem temperatura corporal, batimentos cardíacos, pressão sanguínea, movimentação realizada, entre outras (REMÉDIO, 2019).

Na Figura 1, temos um dos dispositivos vestíveis mais conhecidos e utilizados pelas pessoas, o relógio *smartwatches* que coleta parâmetros fisiológicos do usuário como os batimentos cardíacos, sendo capazes também de realizar a contagem de passos simultaneamente e realizar uma conexão com smartphones acessando relatórios e afins (MEDPEDIA, 2021).

Figura 1. Dispositivo vestível que oferece assistência à saúde



Fonte: MEDPEDIA, 2021.

2.4 Normas Aplicadas

O padrão internacional de IEC desenvolveu em março de 2017 o comitê técnico 124 (IEC TC 124) para a padronização de dispositivos vestíveis, sistemas e tecnologias que englobem materiais e aparelhos remendáveis, implantáveis, ingeríveis e têxteis eletrônicos, com a finalidade de aperfeiçoar a interação de usuário e dispositivo para benefício do mesmo. O IEC TC 124 traz em seu conteúdo uma associação de normas internacionais como a IEC 63203-101-1 (trata de terminologias relacionadas a dispositivos vestíveis), IEC 63203-201-3 (trata de determinação da resistência elétrica de têxteis condutores em microclima) e IEC 63203-204-1 (trata da avaliação da durabilidade da lavagem de sistemas têxteis eletrônicos).

O padrão internacional IEC 80.001-1:2010 aponta a aplicação de gerenciamento de risco para redes de TI que incorporam dispositivos médicos, onde os dispositivos de saúde são agregados em redes de TI com a finalidade de atingir melhorias desejáveis, determinando responsabilidade, funções e atividades, referindo-se à eficácia da segurança de dados e do sistema.

O padrão internacional IEC 80.002-1:2009 aponta orientações sobre a aplicação da ISO 14971 a *softwares* de dispositivos médicos, trazendo instruções para a aplicação dos requisitos presentes na ISO 14971:2007 com referência a IEC 62304:2006 sendo destinado a profissionais de gerenciamento de riscos quando um *software* é incluso ao dispositivo médico.

O padrão internacional ISO 14971:2019 aponta a aplicação da gestão de riscos a dispositivos médicos incluindo o *software* como dispositivos médicos, orientando fabricantes na identificação de perigos

relacionados ao dispositivo médico, avaliá-los e controlar tais riscos, monitorando a eficácia dos controles.

A norma técnica brasileira ABNT NBR IEC 60601-1, da série IEC reconhecida internacionalmente, aponta requisitos gerais para a segurança e desempenho essencial de equipamentos elétricos médicos, o que é fundamental para garantia da proteção de pacientes e profissionais de saúde. A Emenda 1 à ABNT NBR IEC 60601-1:2010 trata de quesitos propostos por comitês nacionais a fim de aperfeiçoar sua aplicabilidade.

A norma técnica brasileira ABNT NBR 15943:2011, é uma regulamentação técnica proposta pela ANVISA e aponta as diretrizes para um programa de gerenciamento de equipamentos de infraestrutura de serviços de saúde e de equipamentos para saúde, trata de características exigidas a determinado programa de gerenciamento de riscos relacionados a equipamentos para saúde.

A resolução nº 02 de 25 de janeiro de 2010, é uma regulamentação técnica proposta pela ANVISA e aponta o gerenciamento de tecnologias em saúde em estabelecimentos de saúde, aplicadas a produtos e equipamentos de saúde, produtos de higiene e cosméticos, medicamentos e saneantes, trazendo os requisitos mínimos que devem ser seguidos, além da capacitação de profissionais relacionados ao processo, a fim de garantir qualidade, segurança, desempenho e rastreabilidade.

A resolução nº 50 de 21 de fevereiro de 2002, é uma regulamentação técnica proposta pela ANVISA e aponta o regulamento técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde, determinando

assim, para a construção e complementação, três etapas que correspondem ao estudo preliminar, ao projeto básico e ao projeto executivo.

A resolução nº 16 de 28 de março de 2013, é uma regulamentação técnica proposta pela ANVISA e aponta o regulamento técnico de Boas Prática de Fabricação de produtos médicos e produtos de diagnósticos *in vitro*, estabelecendo requisitos necessários para garantia da qualidade, segurança e eficácia dos produtos comercializados no Brasil.

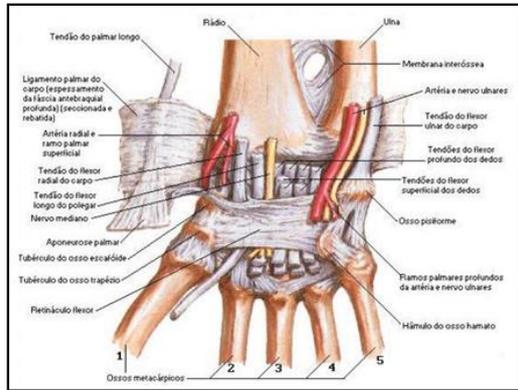
2.5 Doença de Túnel do Carpo

A Síndrome do Túnel do Carpo (STC) foi descrita primeiramente pelo médico cirurgião e fisiologista inglês James Paget no ano de 1854 que relatou o caso da observação de um braço amputado de um homem doador que o membro havia sido pressionado por uma corda sete anos antes da amputação. O homem apontava que sofria com uma dor persistente na mão, especialmente na contração dos dedos e na pega de objetos após o acidente. No braço já amputado, mas especificamente na região da mão e punho, notava-se que o caminho do nervo mediano estava largo e rígido tal como os tecidos adjacentes, indicando uma potencial lesão nessa região (GOHRITZ; VOGT, 2007).

No túnel do carpo, o nervo mediano está dividido em seis ramos, o ramo tenar, o radial e ulnar do polegar, o radial do dedo indicador, os nervos palmares comuns do segundo e terceiro espaço, anatomia do túnel do carpo especificada na Figura 2. A compressão do nervo mediano ocorre em duas regiões: no limite proximal do túnel do carpo pelo movimento de flexão do punho e na porção estreita adjacente ao

gancho do hamato (CHAMMAS *et al.*, 2013).

Figura 2. Anatomia do Túnel do Carpo, vista palmar



Fonte: NETTER; FRANK, 2015. Atlas de Anatomia Humana, 6ª edição.

3. METODOLOGIA

3.1 Hardware

Hardware diz respeito aos componentes físicos de determinado sistema. A título de exemplo, em um computador reconhece-se como hardware a memória, o processador, o dispositivo de armazenamento, o mouse entre outros (ZHANG *et al.*, 2020).

3.2 Sensor

Os sensores, em grande parte, têm como objetivo relacionar informações sobre alguma grandeza que precisa ser medida tais como, temperatura, pressão, ângulo, velocidade, corrente, aceleração, oposição entre outras. O sinal de saída deve ser manipulado antes da leitura no sistema de controle, realizado em um circuito de interface para produção de um sinal a ser lido por um controlador (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2020).

3.3 Sensores Analógicos

Os sensores analógicos são dispositivos de medição que produzem uma saída elétrica contínua, proporcional ao valor medido para determinar uma grandeza física a este valor. Tal saída pode ser processada, filtrada e amplificada por um circuito eletrônico para fornecer então uma leitura precisa da grandeza física (PLACKO, 2014).

Desde que estejam dentro de sua faixa de operação, os sensores analógicos podem assumir qualquer valor no seu sinal de saída. Existem algumas grandezas que podem assumir estes valores ao longo do tempo, são elas a temperatura, velocidade, vazão, força, umidade, ângulo, distância, torque e luminosidade. Tais variáveis são medidas por elementos sensíveis com circuito eletrônico não digitais (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2020).

3.4 Sensor de Força

O sensor de força, conforme Figura 3, é um dispositivo que mede a intensidade da força aplicada a ele. Pode ser usado em várias aplicações, assim como, medir o peso de um objeto, a extensão de força aplicada sobre ele e detectar mudanças na pressão. Os métodos importantes para analisar a medida obtida por um sensor de força são: calibração que envolve comparar a saída do sensor de força com um padrão conhecido e ajustar as leituras de acordo; filtragem que, envolve a remoção de ruídos ou interferências indesejadas do sinal obtido do sensor de força; processamento de sinal que envolve o uso de algoritmo matemático para extrair informações úteis do sinal obtido do sensor de força; fusão de dados que envolve a combinação das leituras de vários sensores para obter uma medição mais precisa da força (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2020).

3.5 Potenciômetro

Potenciômetro, conforme Figura 4, é um sensor responsável por produzir resistência proporcional ao deslocamento ou posição, seu elemento de resistência é alimentado por uma voltagem DC ou AC e sua voltagem de saída é uma função do deslocamento, sendo resistores variáveis com três contatos. Dois contatos são conectados aos fios do resistor, ficando fixa a resistência entre eles. Já o terceiro contato é conectado ao posicionador que é movido ao longo do resistor variando a resistência entre ele e as duas conexões. (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2020).



Figura 3. Sensor de Força FSR402

Fonte: USINAINFO, 2023.



Figura 4. Potenciômetro 250kohm

Fonte: Mercado Livre, 2023.

3.6 Arduino Uno R3

O Arduino Uno R3, conforme Figura 5, é um microcontrolador ATmega328P versátil, constituído por pinos de entrada e saída muito difundido na elaboração de projetos para controle de componentes eletrônicos através de programação podendo ser realizada no software Arduino, além de poder fazer o upload desse código diretamente para placa (SUDHAN et al., 2015).

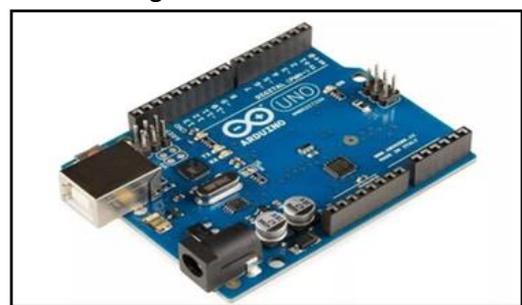


Figura 5. Arduino Uno R3

Fonte: Mercado Livre, 2023.

3.7 Software

Software é um conjunto de aplicativos ou programas, cuja função é ordenar ações, passando instruções ao computador com o passo-a-passo para realizar determinada tarefa, como o software do sistema operacional, responsável pelo gerenciamento de sistema de arquivos e sincronização (SMITDS et al., 2014).

3.8 Tinkercad

O Autodesk TinkerCad é um aplicativo da web gratuito para design 3D, eletrônico e codificação no projeto utilizamos no momento de desenvolvimento do código e simulação (AUTODESK TINKERCAD, 2023).

Utilizado para desenvolver toda a prototipação do circuito eletrônico e codificação dos componentes nele utilizado, a fim de testar se o modelo

proposto atenderia as nossas necessidades antes de ser passado para o desenvolvimento físico.

3.9 AutoCAD

O Autodesk AutoCad é um software de CAD (projeto auxiliado por computador) utilizado por arquitetos, engenheiros e os demais profissionais de construção para modelagem de seus modelos, podendo ser desenvolvidos em um espaço de criação de projetos em geometria 2D e 3D com a tecnologia TrustedDWG® (AUTODESK, 2023).

O AutoCad foi utilizado para desenhar todas as peças utilizadas em 3D, incluindo o modelo de luva proposto para a utilização dos sensores.

3.10 Ponte de *Wheatstone*

No circuito, a ponte de *Wheatstone* é usada para calcular uma resistência cujo valor é desconhecido, sendo constituída por quatro braços onde se colocam as resistências ou impedâncias, uma alimentação de corrente contínua ou alternada e um detector de corrente. A ponte se encontra em equilíbrio quando ela tem por medição de resistência ou impedância o valor zero, a condição de equilíbrio é expressa pela igualdade do produto das resistências (CAMPILHO, 2000).

Para ponte de *Wheatstone* que utiliza quatro *Strain Gauges* a expressão matemática pode ser escrita da seguinte forma:

$$V_{out} = V_{ex} * (R4/R3 - R2/R1)$$

Onde:

- V_{out} é a tensão elétrica de saída da ponte de *Wheatstone*, que é medida por

um voltímetro ou outro dispositivo qualquer com essa função;

- V_{ex} é a tensão elétrica de entrada aplicada à ponte de *Wheatstone*;
- R1, R2, R3 e R4 são as resistências elétricas dos quatro *strain gauges* que formam a ponte de *Wheatstone*, sendo que R1 e R4 são as resistências dos *gauges* ativos e R2 e R3 são as resistências dos *gauges* passivos.

A expressão matemática acima mostra que a tensão elétrica na saída depende da relação entre as resistências dos quatro *strain gauges*. Quando a deformação é aplicada ao material, a resistência elétrica dos *gauges* ativos (R1 e R2) aumenta ou diminui, enquanto a resistência elétrica dos *gauges* passivos (R3 e R4) faz o oposto. Isso cria uma diferença de tensão entre os ramos da ponte de *Wheatstone*, gerando uma tensão elétrica na saída que pode ser medida e usada para calcular a deformação do material. Essa expressão é derivada da equação básica da ponte de *Wheatstone*, que é:

$$V_{out} = V_{ex} * (R2R4 - R1R3) / [(R1 + R2)(R3 + R4)]$$

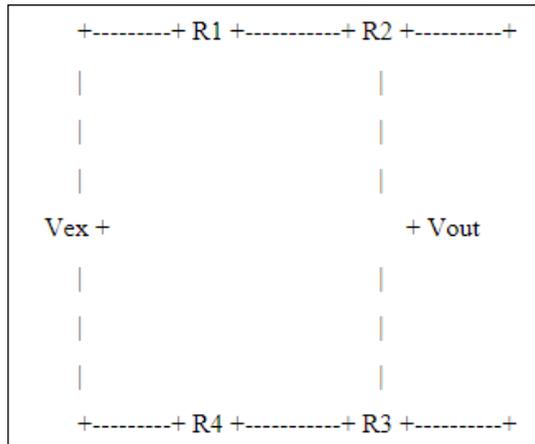
Quando os quatro *strain gauges* são colocados em uma configuração quadrilátera, a resistência elétrica dos *gauges* passivos (R2 e R3) é a mesma, assim como a resistência dos *gauges* ativos (R1 e R4). A equação pode ser simplificada para:

$$V_{out} = V_{ex} * (R4/R3 - R2/R1)$$

Na Figura 6, os dois *strain gauges* ativos (R1 e R4) são colocados em uma posição oposta, enquanto os dois *strain gauges* passivos (R2 e R3) são colocados em outra posição oposta. Essa configuração forma um quadrilátero, que é a geometria mais comum para a ponte de *Wheatstone* com quatro *strain gauges*. A tensão elétrica de entrada V_{ex} é aplicada à ponte de

Wheatstone, enquanto a tensão elétrica de saída *Vout* é medida. A partir da tensão elétrica medida, é possível calcular a deformação do material com base nas características dos strain gauges e do material.

Figura 6. Ponte de Wheatstone composto por quatro Strain Gauges



Fonte: autoria própria, 2023.

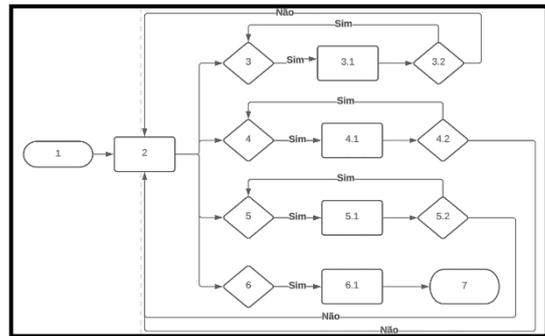
3.11 Lógica de programação

Para a explicação da lógica utilizada no desenvolvimento da programação, a fim de preservar o código produzido, foi escolhido a utilização do fluxograma para exemplificar a lógica utilizada, conforme Figura 7.

1) Inicialização da aplicação; 2) solicita qual a opção deve ser selecionada; se opção 3) exercício de força vá para 3.1) protocolo de exercício de força; 3.2) repetir exercício de força, se sim, vá para opção 3 se não volte para opção 2; se opção 4) exercício de extensão e flexão vá para 4.1) protocolo de exercício de extensão e flexão; 4.2) repetir exercício de extensão e flexão, se sim, vá para opção 4, se não volte para opção 2; se opção 5) exercício de força e exercício de extensão e flexão vá para 5.1) protocolo de exercício de força e exercício de extensão e

flexão; 5.2) repetir exercício de força e extensão e flexão, se sim, vá para opção 5, se não volte para opção 2; se opção 6) finalizar programa vá para 6.1) finalização do programa vá para 7) fim da aplicação.

Figura 7. Fluxograma da lógica de programação



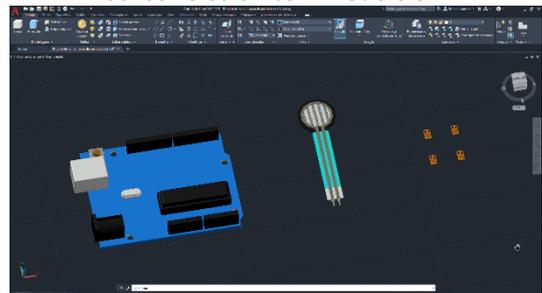
Fonte: autoria própria, 2023.

4. RESULTADOS ALCANÇADOS

4.1 Desenho técnico

Para a modelagem dos desenhos 3D dos componentes foi usado como base o desenho técnico disponível nos *datasheets* de cada elemento, que conta com os valores da cota e visualização das vistas. O *software* usado foi o *Autodesk AutoCAD 2021*, nele foram modelados os seguintes componentes do sensor eletrônico: 1 *Arduíno Uno R3*, 1 *Sensor de Força FSR402*, e 4 *Strain Gauge Bf350-3aa* presentes na Figura 8.

Figura 8. Desenho técnico dos componentes do sensor eletrônico – modelo 3D

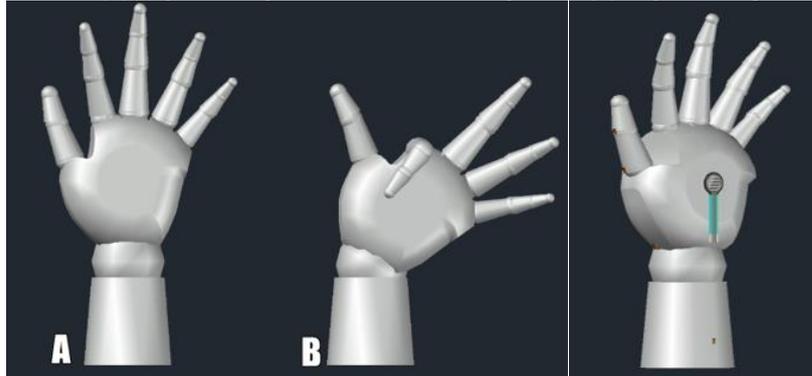


Fonte: autoria própria, 2023.

Para melhor entendimento da aplicação e localidade de cada elemento que compõe o sensor eletrônico, foi modelado no *AutoCAD 2021* um protótipo de uma mão articulada, para representar a mão humana, conforme Figura 9.

Com os componentes e mão articulada já modelados em escala 1:1, foi possível a montagem do sensor eletrônico e a representação de sua aplicação na mão humana de pacientes com STC, apresentado na Figura 9.

Figura 9. Desenho técnico do protótipo de uma mão articulada – modelo 3D. (A) *Representação do movimento de extensão*, (B) *Representação do movimento de flexão*, (C) *Representação do sensor de força*.



Fonte: autoria própria, 2023.

4.2 Componentes utilizados na prototipação

Para construção do modelo virtual foram utilizados os componentes disponíveis no acervo do aplicativo *web* do *Tinkercad*, sendo especificados cada elemento de acordo com o nome como R1, R2, U1, U2, R4, R5, Rpot1, Rpot2, Rpot3 e Rpot4, com o componente como Potenciômetro de 10kohm, Resistor 220 Ω, Arduíno Uno R3, Display LCD 16x2, Sensor de força FSR402, Resistor 10 kΩ, Potenciômetro de 250 kohm, respectivamente, e com a quantidade conforme a Tabela 1.

4.3 Circuito

O modelo do circuito eletrônico extraído diretamente do *Tinkercad*, conforme Figura 10, em relação ao modelo virtual prototipado, composto pelo microcontrolador ATmega328 da placa Arduíno Uno R3, pela interface visual do *display* LCD 16x2, pelos componentes reguladores de tensão, os potenciômetros,

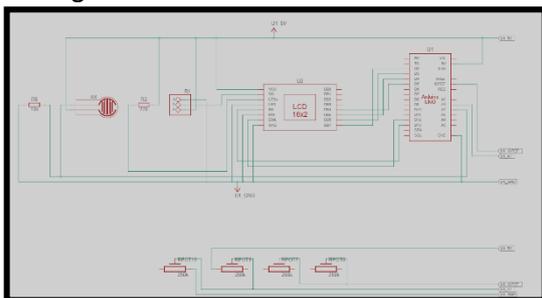
pelos limitadores da passagem de corrente elétrica, os resistores, e por fim, pelo dispositivo tecnológico sensível, o sensor de força resistivo de voltagem 402. Na parte superior da Figura 10 pode-se identificar os componentes de (R5) resistor de 10k; (R4) sensor de força, (R2) resistor de 220ohms, (U2) Display LCD, (U1) arduino UNO e na parte inferior da imagem os quatros potenciômetros nomeados como RPOT10, RPOT9, RPOT7 e RPOT6.

Tabela 1. Componentes utilizados no modelo virtual

NOME	COMPONENTE
R1	Potenciômetro 10k
R2	Resistor 220Ω
U1	Arduíno Uno R3
U2	Display LCD 16x2
R4	Sensor de força FSR402
R5	Resistor 10kΩ
Rpot1, Rpot2, Rpot3, Rpot4	Potenciômetro 250kΩ

Fonte: autoria própria, 2023.

Figura 10. Modelo do circuito eletrônico



Fonte: autoria própria, 2023.

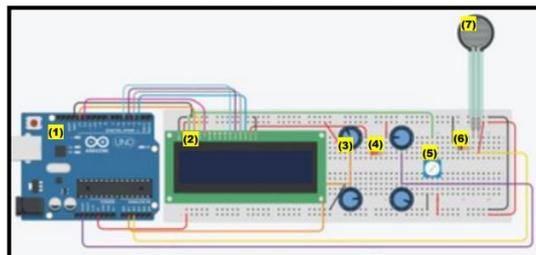
4.4 Sistema Desenvolvido – Modelo Virtual

No sistema desenvolvido do circuito virtual, por limitações no aplicativo Autodesk Tinkercad que não contém o sensor Strain Gauge em sua biblioteca de componentes disponíveis, optou-se por um potenciômetro, que por sua vez, mede a diferenciação quando aplicado um movimento, sendo possível dessa forma simular a aplicabilidade do Strain Gauge.

Na Figura 11 o elemento apontado em (1) indica o Arduino Uno R3, componente do sistema de controle utilizado para prototipagem eletrônica do projeto de sensor eletrônico; (2) indica o display LCD 16x2, componente do sistema para visualização das respostas de comandos; (3) indica os potenciômetros 250kohm, componentes utilizados para representação dos Strain Gauges na Ponte de Wheatstone; (4) e (6) indicam resistores, componentes do sistema eletrônico utilizado para delimitar a corrente elétrica; (5) indica o potenciômetro de 10 kohm, componente utilizado em auxílio ao display para controlar a intensidade de sua iluminação; (7) indica o sensor de força FSR402, componente do sistema de captação sensorial, componente utilizado para medir a resistência da pressão exercida.

Na Figura 11, os componentes indicados são: (1) Arduino Uno R3, (2) Display LCD 16x2, (3) Potenciômetros de 250 kohm, (4) Resistor 220 Ω , (5) Potenciômetro de 10kohm, (6) Resistor 10 k Ω , (7) Sensor de Força FSR402.

Figura 11. Prototipação do modelo do circuito virtual no Tinkercad.



Fonte: autoria própria, 2023.

4.5 Teste do Modelo para o Sensor de Força e Potenciômetro

Os testes para os sensores de força e potenciômetros em um modelo virtual antes da sua implementação no modelo físico é de extrema importância. O modelo virtual permite que sejam realizados testes e simulações de diferentes condições e cenários de operação dos sensores antes da implementação no modelo físico. Isso ajuda a identificar potenciais problemas e aperfeiçoar o necessário, tornando-o mais preciso e confiável. Isso garante que os sensores forneçam leituras precisas e confiáveis. Para realização dos testes foram realizados dez vezes por dez segundos cada.

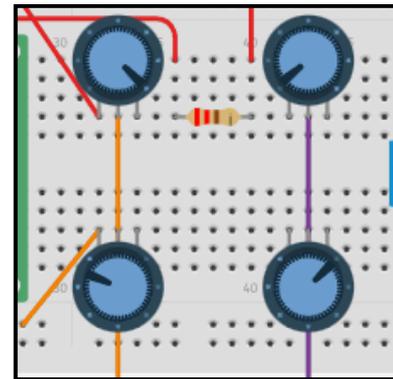
Foram realizados os testes de estabilidade para os sensores. A estabilidade de um sensor de força refere-se à capacidade do sensor de manter a saída de leitura ao longo do tempo, sob condições constantes de operação (WANG *et al.*, 2021). O objetivo foi verificar se os sensores se mantiveriam estáveis mantendo e registrando os valores.

Para o teste de estabilidade com o valor zero, onde o objetivo foi verificar se os sensores se mantiveriam em zero, foi utilizado a metodologia do artigo "*Study on the stability of a piezoelectric force sensor based on frequency response analysis*" que descreve um estudo que foi realizado para validar a estabilidade de um sensor de força piezoelétrico. Assim como realizado pelo autor, foram coletados dados experimentais do sensor de força e do potenciômetro quando mantido no valor zero, sendo extraídos a partir do *Tinkercad*. Foram analisadas as respostas em forma de gráficos e pela leitura disponível no monitor serial, obteve-se a certeza de que o valor que obtido no sensor de força zero é mantido quando o gráfico é plotado. Desse modo foi possível monitorar o valor obtido no sensor e avaliar a estabilidade do sensor com base na variação da resposta em frequência ao longo do tempo. Nas Figuras 13 e 14 pode-se observar que os valores registrados foram mantidos em zero e o gráfico plotado também indica esse comportamento dos valores lidos dos sensores. Cabe ressaltar que para o sensor do potenciômetro deve manter a configuração necessária da posição que os potenciômetros precisam estar para atingir o valor mínimo dado como zero, após ser equalizado, como mostra a Figura 12.

Na Figura 13 o sensor de força está mantido em zero, ao centro o monitor serial com valores de saída do sensor de força e o registro de média, máximo e mínimo e a direita o plot do gráfico dos valores lidos.

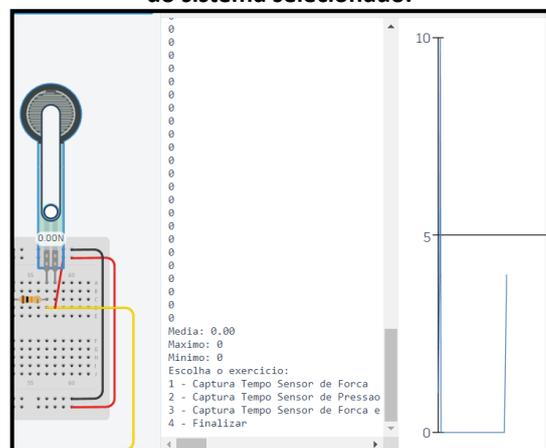
Na Figura 14 temos os quatro potenciômetros com o posicionamento da ponte de wheatstone, ao centro temos o monitor serial com o print dos valores lidos após a execução da opção 2, por fim na direita o plot do gráfico com os valores lidos.

Figura 12. Configuração dos potenciômetros com valor 0.



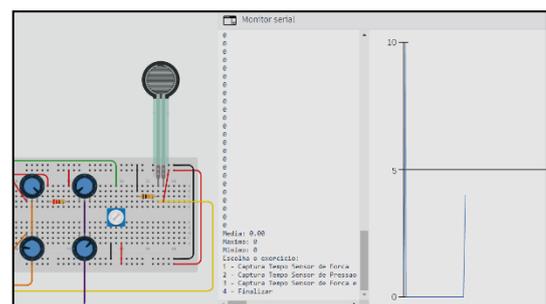
Fonte: autoria própria, 2023

Figura 13. Sensor de força com valor 0 e opção 1 do sistema selecionado.



Fonte: autoria própria, 2023.

Figura 14. Potenciômetros com valor 0 e opção 2 do sistema selecionado



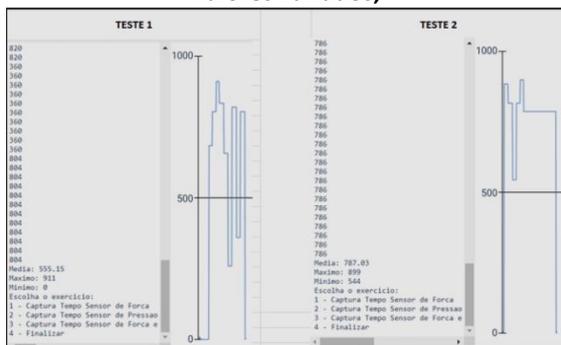
Fonte: autoria própria, 2023.

Para os testes de estabilidade com o valor máximo do sensor e com valores variados manteve-se a configuração do teste de estabilidade com o valor zero, a fim de demonstrar o resultado obtido. Com os

demais testes a Figura 15 mostra o comportamento do gráfico ao plotar os valores lidos dos sensores quando tirados do ponto zero, demonstrando assim que a estabilidade é percebida a cada mudança no sensor.

Na Figura 15, ao lado esquerdo de cada teste o monitor serial mostra o registro dos valores lido do sensor e os de média, máximo e mínimo, ao lado direito o gráfico plotado com os valores lidos.

Figura 15. Amostra de dois testes realizados com valores variados,



Fonte: autoria própria, 2023.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

No presente trabalho de pesquisa buscou-se o desenvolvimento de um projeto virtual de sensor eletrônico aplicado a dispositivo vestível para as mãos para monitoramento da evolução de parâmetros de força, extensão e flexão durante fisioterapia de pacientes do sexo feminino com faixa etária entre 40 e 60 anos, acometidos com Síndrome do Túnel do Carpo (STC). A STC adquirida por exposição crônica a movimentos repetitivos que se encontra em fase de efeitos de perda temporária de movimentos por inflamação dos tendões e bainha sinovial, afastado para tratamento inicial com medicamentos e sessões de fisioterapia, classes de 1 a 4. A partir de uma revisão de pesquisas e projetos relacionados, tendo como base estudos já

realizados na área em âmbito internacional, além de realização de testes virtuais do sensor eletrônico.

Com a atual análise dos testes e procedimentos, foi possível concluir que o sensor de força e o sensor potenciometro se mantiveram com as suas estabilidades como esperado. No decorrer das ações, pode-se notar a diferença de valores quando o sensor é pressionado em relação ao sensor de força e ao realizar a alteração dos valores do pontenciometro, ou seja, os sensores se mantiveram estáveis quando iniciados e seus valores alteraram-se de forma significativa, cada valor capturado foi mostrado no gráfico, conforme amostra da Figura 15, podendo se observar a intensidade e evolução do parâmetro.

Consequentemente, a hipótese do trabalho de pesquisa de que um sensor eletrônico para dispositivo vestível para as mãos é capaz de registrar uma evolução do paciente durante a fisioterapia por meio dos parâmetros de força, extensão e flexão, e com os dados colhidos para obter um melhor aproveitamento no acompanhamento do tratamento da doença do túnel do carpo, se comprovou pela funcionalidade dos componentes eletrônicos escolhidos e testados ao atenderem o esperado.

No que se refere aos instrumentos, verificou-se que o uso de instrumentos de coleta de dados, inclui o sensor de força que foi usado para capturar os valores de força exercido pelo usuário, enquanto o potenciometro foi usado para medir a extensão e flexão dos dedos. Os dados coletados desses instrumentos foram analisados para determinar a precisão e a confiabilidade do sistema, sendo que todos receberam o mesmo tempo de duração durante a sua execução, ou seja, dez segundos. Foi analisado a resposta em

frequência do sensor de força piezoelétrico e calculado sua função de transferência.

Para pesquisas futuras, pode-se primeiro fazer o modelo realizado no *Tinkercad* chamado de modelo virtual para o modelo físico, aplicar o sensor eletrônico em dispositivo vestível e contemplar o monitoramento de todos os dedos para reabilitação de outras doenças nas mãos. Especificamente, a execução de um projeto e desenvolvimento de uma luva sensorial, com tecido de espessura média e maleável, com travas para sensores e *design* pensado para melhor percepção e incorporação do túnel do carpo. Além disso, a obtenção de um *software* que seja disponível para *download* e que seja alimentado com dados obtidos pelo dispositivo vestível através do banco de dados, com base do modelo proposto da aplicação *mobile* e *web*, para auxiliar o profissional fisioterapeuta no monitoramento da evolução dos parâmetros de força, extensão e flexão do paciente com Síndrome do Túnel do Carpo.

REFERÊNCIAS

ABNT NBR 15943 – **Diretrizes para um Programa de Gerenciamento de Equipamentos de Infraestrutura de Serviços de Saúde e Equipamentos para Saúde**, 2011. (“Norma Brasileira: Abnt NBR 15943 | PDF | Medição - Scribd”)

ABNT NBR IEC 60601-1 – **Equipamento Eletromédico Parte 1: Requisitos Gerais para Segurança Básica e Desempenho Essencial**, 2016.

AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS (AAOS). **OrthoInfo, Carpal Tunnel Syndrome**, pp. 1-4, 2019.

ANNISA, Devi; RIANAWATI, Sri Budhi; RAHAYU, Masrurroh; RAISA, Neila; KURNIAWAN, Shahdevi Nandar. **Carpal Tunnel Syndrome (Diagnosis and Management)**. *Journal of Pain Headache and Vertigo (JPHV)*, pp. 3-6. Review Article, 2021.

ANVISA. **Manual para Regularização de Equipamentos Médicos na Anvisa**. Gerência de Tecnologia em Equipamentos Médicos - GQUIP, V. 12, Brasília - DF, Anvisa, 2021.

CHAMMAS, Michel; BORETTO, Jorge; BURMANN, Lauren Marquardt; RAMOS, Renato Matta; NETO, Francisco Carlos dos Santos; SILVA, Jefferson Braga. (“Record Citations”) **Carpal tunnel syndrome – Part I (anatomy, physiology, etiology and diagnosis)**. *Revista Brasileira Ortopedia*, 2014;49(5):429–436. Elsevier, 2014.

DAROLD, Marcella Wayss; ALMEIDA, Fernanda Vargas; BERTOLINO, Helene Oliveira; EVALD, Paulo Jefferson Dias de Oliveira. *Disciplinarum Scientia*. Série: **Naturais e Tecnológicas**, Santa Maria, v. 21, n. 2, pp. 17-37, 2020.

GOHRITZ, Andreas; VOGT, Peter M. **The First Description Of Carpal Tunnel Syndrome. Lately Professor of Anatomy and Surgery to the College**: Assistant Surgeon and Lecturer in Physiology at St Bartholomew’s Hospital, London, pp. 195, 2007.

GRIMES, Renato Hartmann; HOUNSELL, Marcelo da Silva. **Sistema Biomédico com Jogo Sério e Dispositivo Especial para Reabilitação Respiratória**, 2019. (“(PDF) Sistema Biomédico Com Jogo Sério E Dispositivo”)

IEC 80001-1:2010 **Application of risk management for IT-networks incorporating medical devices – Part 1: Roles, responsibilities and activities**, revised by IEC 80001-1:2021. (“Information communications technology - ScienceDirect”)

IEC TC 124 – **Wearable electronic devices and technologies**, 2017.

IEC TR 80002-1:2009 – **Medical device software - Part 1: Guidance on the application of ISO 14971 to medical device software**, 2009. (“IEC/TR 80002-1:2009 - ISO”)

MARTINS, Gabriel de Souza; FERNANDES, João Carlos Lopes; MELO, Vinicius de Melo; SANCHEZ, Renato de Brito. **Internet das coisas (IOT): Monitoramento Remoto de Sinais Biomédicos**, Centro universitário ENIC, 2020.

- MOHAMMADI, Alireza; LAVRANOS, Jim; CHOONG, Peter; OETOMO, Deny. Flexo – grove: **A 3D Printed Soft Exoskeleton Robotic Glove For Impaired Hand Rehabilitation and Assistance**, 2017.
- PLACKO, Dominique. **Fundamentals of Instrumentation and Measurement**, ISTE Ltd, HERMES Science Europe Ltd, ISBN – 13: 978-1-905209-39-2, 2014.
- RDC N° 185 – **Registro, alteração, revalidação e cancelamento do registro de produtos médicos na Agência Nacional de Vigilância Sanitária**, 2011.
- RDC N° 2 – **Regulamento Técnico que estabelece os requisitos mínimos para o gerenciamento de tecnologia da saúde em estabelecimento da saúde**, 2010
- RDC N° 50 – **Regulamento técnico para planejamento, programação, elaboração e validação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde**, 2002.
- RDC N°16 - **Regulamento Técnico de Boas Práticas de Fabricação de Produtos Médicos e Produtos para Diagnóstico de Uso In Vitro e dá outras providências**, 2013. (“RDC 16/2013: Entenda Os Tópicos Mais Importantes E ... - Blog da Rdicom”)
- REMÉDIO, Tiago Pereira. **Reabilitação Fisioterapêutica por meio de jogos Digitais. - Uma Abordagem Baseada em Lógica Fuzzy, Câmera de Profundidade e Dispositivos Vestíveis**, Dissertação. (“Reabilitação fisioterapêutica por meio de jogos digitais ... - Unesp”) Instituto de Biociência, CAPES, 2019.
- SHARMA, Sachin; ANSARI, Irshad Ahmad. **A Review on Biomedical Systems and Biomedical Signal Processing Techniques**. (“A Review on Biomedical Systems and Biomedical Signal Processing Techniques”) International Conference on BIOMEDICAL ENGINEERING & ASSISTIVE TECHNOLOGIESNIT Jalandhar, Punjab, Índia, 2010.
- SILVEIRA, Denise Tolfo; SANTOS, Tamyres Oliveira dos; PEREIRA, Letícia Passos. **Implantação de sistemas informatizados na saúde**: uma revisão sistemática. Recis – Rev Eletron Comun Inf Inov Saúde. 2017 jul-set.; 11(3), 2017.
- SMIDTS, Carol; MUTHA Chetan; RODRÍGUEZ, Manuel; GERBER, Matthew J. **Software Testing with an Operational Profile, OP Definition**. The Ohio State University, ARTICLE 39, 2014.
- SUDHAN, R. Hari; KUMAR, M.Ganesh; PRAKASH, A.Udhaya; DEVI, S.ANU ROOPA; SATHIYA, P. **Arduino Atmega – 328 Microcontroller**, International Journal Of Innovative In Electriacal- 10.171841, 2015.
- THOMAZINI, Daniel; ALBURQUERQUE, Pedro Urbano Braga de. **Sensores Industriais – Fundamentos e Aplicações**. 4ª Edição Editora Érica, 2020.
- UNAN – UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO. **Projectos de Creación Del Plan de Estudios de la Licenciatura en Ingeniería en Sistemas Biomédicos**, Universidad Nacional Autónoma de México, 2018.
- WANG, Sheng-He. **"The optimization design of thin piezoelectric force sensor and theoretical analysis of static loading estimation"**. (“Sci-Hub | The optimization design of thin piezoelectric force sensor ...”) Journal of Low Frequency Noise, Vibration and Active Control, VOL. 40(1) 577-587, 2021.
- ZHANG, Gexiang; SHANG, Zeyi; SERGEY, Verlan; MARTÍNEZ-DEL-AMOR, Miguel Á.; CHENGXUN, Yuan; CABRERA, Luis Valencia; JIMÉNEZ, Mario Pérez. **An Overview of Hardware Implementation of Computing Models**, VOL. 1, 2020.
- ESPION, Bernard; HALLEUX, Pierre. **Long-term measurements of strains with strain-gauges and stability of strain-gauge transducers** Long-term measurements of strains with strain-gauges and stability. Reports in Applied Measurement (RAM), 2000.