

## Capítulo III – Investigação inicial sobre sensores de força para uso em antebraço

Mário Ayres Diniz de Oliveira<sup>10</sup>

Prof. Fábio R. Milanez<sup>11</sup>

Prof. Renato Kazuo Miyamoto<sup>12</sup>

Prof. Wesley Candido da Silva<sup>13</sup>

Prof. Vicente de Lima Gongora<sup>14</sup>

### RESUMO

O desenvolvimento de dispositivos biônicos é parte da área da neurociência. Envolve a utilização de atuadores eletromecânicos, sensores além de uma grande variedade de outros componentes eletrônicos com as mais diversas funções. A maioria desses dispositivos também utilizam sistemas inteligentes programados em diversas linguagens para seu controle. Esses dispositivos também chamados de biônicos, por operarem em conjunto com o corpo humano, exigem alta confiabilidade e disponibilidade, o que por si só já encarece a aplicação. A escolha dos sensores e sua correta utilização no universo da eletrônica de controle, conseqüentemente demandam um planejamento mais apurado, o que também aumentam os custos de desenvolvimento. O presente trabalho, faz uma investigação inicial sobre sensores para utilização específica no campo da biônica, visando seu uso na detecção da pressão gerada pelos músculos do antebraço, utilizando sensores e componentes de baixo custo. Foram pesquisados um tipo e sensor piezoelétrico, além de dois sensores fabricados pelo próprio autor utilizando tecnologia de impressão 3D e resinas foto polimerizáveis. Esses sensores foram testados com três tipos de circuitos eletrônicos diferentes, sempre utilizando pontes de wheatstone, amplificadores operacionais e de instrumentação. Foi possível verificar que o sensor piezoelétrico apesar de demonstrar linearidade na resposta a força aplicada, possui um gatilho inicial alto o que impede seu uso no antebraço que gera forças menores a serem detetadas. Já os sensores desenvolvidos com fio de cobre e com a utilização de flexômetro comercial, geraram instabilidade de sinal. Essa instabilidade fez com que o Arduíno AT168 e Mega2560 realizasse leituras instáveis, dificultando um possível tratamento das mesmas. O estudo determinou com essa experiência inicial, que para utilizar sinais

<sup>10</sup> Pós-graduando no programa de Engenharia de Automação industrial da Faculdade da Indústria SENAI Londrina. E-mail: mario.diniz@gmail.com

<sup>11</sup> Docente Faculdade da Indústria SENAI Londrina. E-mail: fabio.milanez@sistemafiep.org.br

<sup>12</sup> Docente Faculdade da Indústria SENAI Londrina. e-mail: renato.kazuo@sistemafiep.org.br

<sup>13</sup> Docente Faculdade da Indústria SENAI Londrina. E-mail: Wesley.candido@sistemafiep.org.br

<sup>14</sup> Docente Faculdade da Indústria SENAI Londrina. e-mail: vicente.gongora@sistemafiep.org.br

tão pequenos, se torna necessário a implementação de filtros de frequência passa faixas que consigam excluir as frequências que estão gerando todo o distúrbio. Também demonstrou a prototipagem rápida sendo utilizada na produção de encapsulamentos.

**Palavras-chave:** Sensor de força, Amplificadores operacionais, Prototipagem rápida.

## ABSTRACT

The development of bionic devices is part of the field of neuroscience. It involves the use of electromechanical actuators, sensors, and a wide variety of other electronic components with the most diverse functions. Most of these devices also use intelligent systems programmed in several languages for their control. These devices are also called bionic devices, and because they operate together with the human body, require high reliability and availability, which in itself makes the application more expensive. The choice of sensors and their correct use in the universe of control electronics, consequently, also demand a more accurate planning, which also increases development costs. The present work makes an initial investigation on sensors for specific use in the field of bionics, aiming at their use in the detection of the pressure generated by the forearm muscles, using sensors and low-cost components. A piezoelectric sensor as well as two sensors manufactured by the author using 3D printing technology and photopolymerizable resins, were researched. These sensors were tested with three different types of electronic circuits, always using wheatstone bridges, operational and or instrumentation amplifiers. It was possible to verify that the piezoelectric sensor, despite demonstrating linearity in the response to applied force, has a high initial trigger, which prevents its use on the forearm, which generates smaller forces by the muscles to be detected. The sensors developed with copper wire and using a commercial extensometer generated a lot of signal instability. This instability caused the Arduino AT168 and Mega2560 to also perform very unstable on its readings, preventing a possible treatment use them. Based on this initial experience, the study determined that, to use such small signals, it is necessary to implement bandpass frequency filters that are able to exclude the frequencies that are generating all the disturbance. It also demonstrated rapid prototyping being used in the production of encapsulations in product development.

**Key-words:** Force Sensors, Operational Amplifiers, Rapid Prototyping.

## 1. INTRODUÇÃO

O fato que gerou motivação ao estudo foi a necessidade de detecção de movimentos na região do antebraço através de um sistema eletrônico. O desafio inicial seria a ampliação do sinal de saída de um sensor piezoelétrico específico, mas conforme os testes demonstraram, não foi possível captar sinais elétricos a partir de cargas menores do que 100g, o que é um limite muito alto para a aplicação solicitada.

Portanto foi decidido por desenvolver um sensor que não exigisse limites mínimos de carga e gerasse sinais a partir de zero pressão, ou seja, sem limite mínimo de acionamento. O trabalho focou no desenvolvimento de um sensor de baixo custo e na verificação e testes com o objetivo final da sua aplicação no universo da biônica.

Depois de testado o sensor piezoelétrico, foi desenvolvido um encapsulamento impresso em impressora 3D para embarcar fio de cobre, depois de alguns testes, se buscou outro dispositivo para ser testado, o flexômetro BF350 que é produzido em escala comercial. O trabalho demonstra os procedimentos realizados, os testes e os resultados dessa investigação inicial utilizando alguns circuitos eletrônicos para o tratamento do sinal.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Sensor piezoelétrico

Para efetuar a detecção do movimento muscular, busca-se um tipo de sensor de força. “Sensores de força piezoelétricos consistem em camadas de cristais piezoelétricos que produzem carga elétrica quando sujeitos a forças de compressão. Em geral, duas camadas de cristais são utilizadas, com um eletrodo inserido entre elas. O eletrodo absorve as cargas resultantes. O material do próprio sensor também serve como um eletrodo.” (HBM, 2021)

Figura 1: Sensor de força FP9-40.

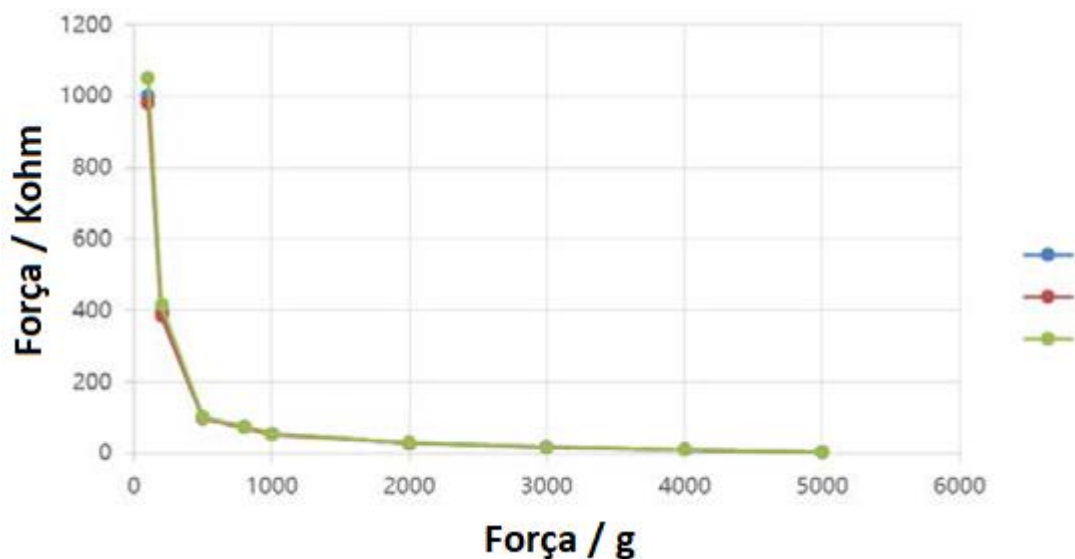


Fonte: (Deal Extreme, 2021)

Uma vez selecionado o sensor e visualizando suas dimensões e formatos, visualiza-se que o acoplamento dele ao antebraço não deve apresentar dificuldades a nível de experimentação. Faz-se necessário, portanto, a aplicação num dado circuito eletrônico capaz de detectar suas variações de sinal.

O sensor a ser utilizado é nomeado como “FSR Sensor” (*Force Sensing Resistor*), cuja eletrônica apresenta uma resistência elétrica variando conforme a força aplicada.

Figura 2 – Curva característica do sensor FP9-40.



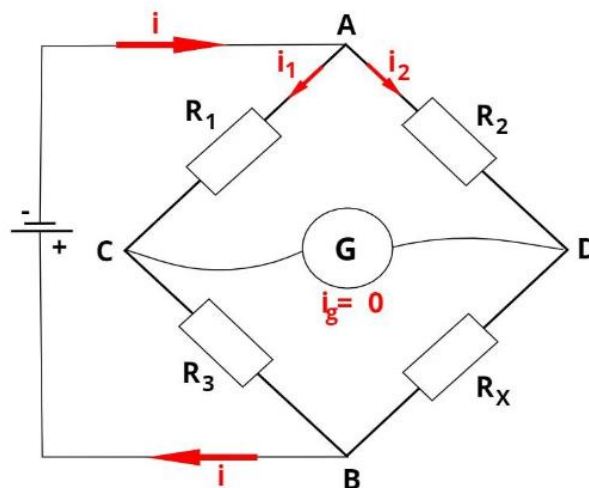
Fonte: (LEANSTAR, 2021)

## 2.2 Ponte de Wheatstone

A Ponte de Wheatstone é um circuito eletrônico capaz de detectar as variações de resistência elétrica e convertê-la em tensão. “Ponte de Wheatstone é um circuito elétrico muito útil para a realização de medidas precisas de resistência elétrica. Esse

circuito é formado por quatro resistores e um galvanômetro, sendo dois desses resistores conhecidos ou predeterminados, um deles de resistência variável e, por último, um de resistência desconhecida” (Rafael Helerbrock, 2021).

Figura 3 - Ponte de Wheatstone com um resistor variável ( $R_x$ ).



Fonte: (Helerbrock, 2021)

A resistência variável deve ser o sensor de força FSR. Uma vez que a força aplicada ao mesmo for superior ao limite inferior de 100g, sua resistência elétrica apresentará uma variação e conseqüentemente um sinal de tensão de saída será gerado.

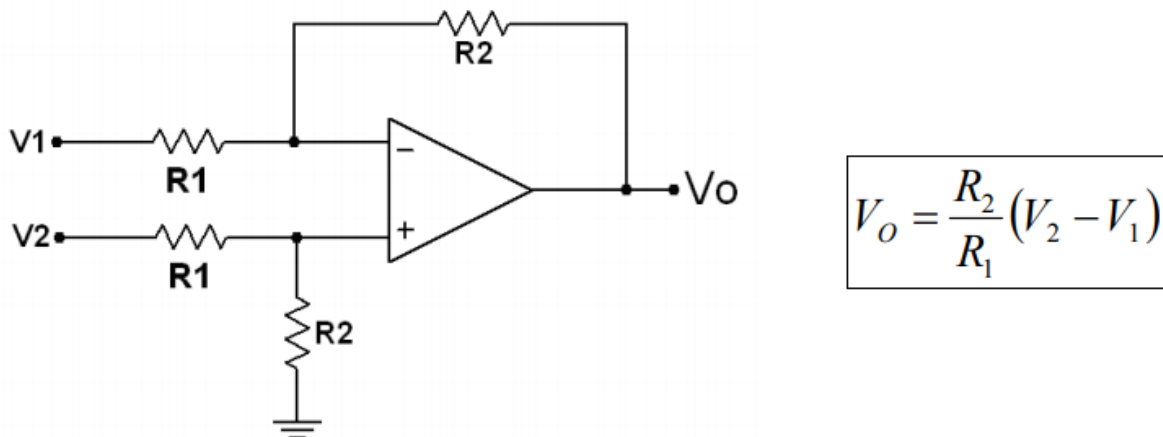
A Figura 3 apresenta a associação dos componentes para a criação da ponte. A resistência  $R_x$  apresenta-se como a única variável entre as quatro do circuito. A medição de tensão entre os terminais B e C apresentam a saída de tensão desconsiderando a variação de  $R_x$ , já a medição entre os terminais C e D apresentam a saída de tensão considerando a variação de  $R_x$ .

#### 2.4 Amplificadores Operacionais

A diferença entre as medições deverá apresentar o sinal elétrico de saída. Sendo desconhecido o sinal de sua saída e a magnitude de suas variações, opta-se pela comparação dos sinais através de amplificadores operacionais, ou comumente conhecidos “amp-ops”.

A associação do amplificador como diferenciador apresenta uma alternativa para a medição do sinal. “Este circuito permite que se obtenha na saída uma tensão igual à diferença entre os sinais aplicados, multiplicados por um ganho” (Marcelo Wendling, 2010).

Figura 4 - Amplificador operacional na configuração de Amplificador Diferencial.



Fonte: (Wendling, 2010)

Tal circuito fará com que o sinal original da saída amplificada, proveniente da resistência variável da Ponte de Wheatstone, ou seja, o sensor FSR, seja subtraído do sinal das resistências não variáveis. De tal maneira, obtemos apenas o sinal de tensão com magnitude proporcional à força mecânica aplicada. Com isso, a amplificação deste sinal pode ser considerada para melhorar a visualização.

São muitos os modelos de amplificadores operacionais, sendo que o mais conhecido o circuito integrado LM741. Além deste modelo, também podemos citar os circuitos integrados LM393 e LM324 como possíveis de serem aplicados na etapa de amplificação.

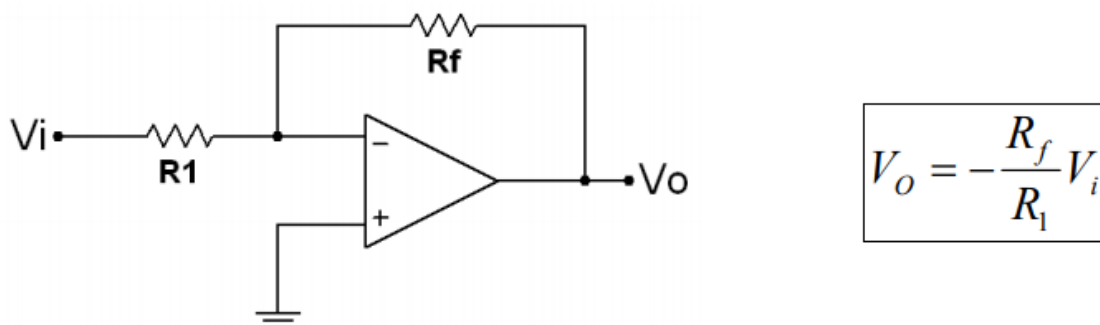
O amplificador operacional possui uma estrutura relativamente simples: um componente eletrônico compacto que internamente é composto por resistores, capacitores e transistores. Basicamente possui duas entradas: “inversora”, identificada pelo sinal negativo (-) e a “não inversora”, identificada por um sinal positivo (+). Além disso, o amplificador operacional tem uma saída ( $V_o$ ), uma alimentação positiva (+Vcc) e a alimentação negativa (-Vcc).

Dentre as principais características de um amplificador operacional, em condições ideais ele apresenta: resposta a altas frequências, alto ganho em malha aberta, alta impedância de entrada, baixa impedância de saída e baixa sensibilidade à temperatura.

O sinal na saída do amplificador operacional depende da diferença de potencial entre os sinais aplicados nas entradas inversora e não inversora, além do ganho deste amplificador, que depende da sua configuração. É importante lembrar que se o ganho for muito alto, o amplificador operacional satura e a máxima tensão de saída será de acordo com a sua alimentação.

A configuração do amplificador como Amplificador Inversor apresenta uma relação simples de ganho e satisfatória para a aplicação. “A saída é obtida pela multiplicação da entrada por um ganho (fator A) constante, fixado pelo resistor de entrada R1 e o resistor de realimentação Rf. A saída também é invertida em relação à entrada” (Wendling, 2010)

Figura 5: Amplificador operacional na configuração de Amplificador Inversor.



Fonte: (Wendling, 2010)

Uma vez que o ganho pode ser calculado com a associação dos resistores R1 e Rf, conforme apresenta Figura 5, podemos obter um sinal de saída de magnitude negativa. A aplicação de um novo circuito de amplificação em cascata com, com ganho unitário, poderá inverter novamente a polaridade da saída, tornando-se finalmente positiva.

### 3. METODOLOGIA

Os testes foram realizados no laboratório da Faculdade SENAI de Londrina, nas bancadas didáticas e na própria residência do autor. Os materiais foram utilizados conforme apresenta a Tabela 1.

Tabela 1 – Lista de Materiais.

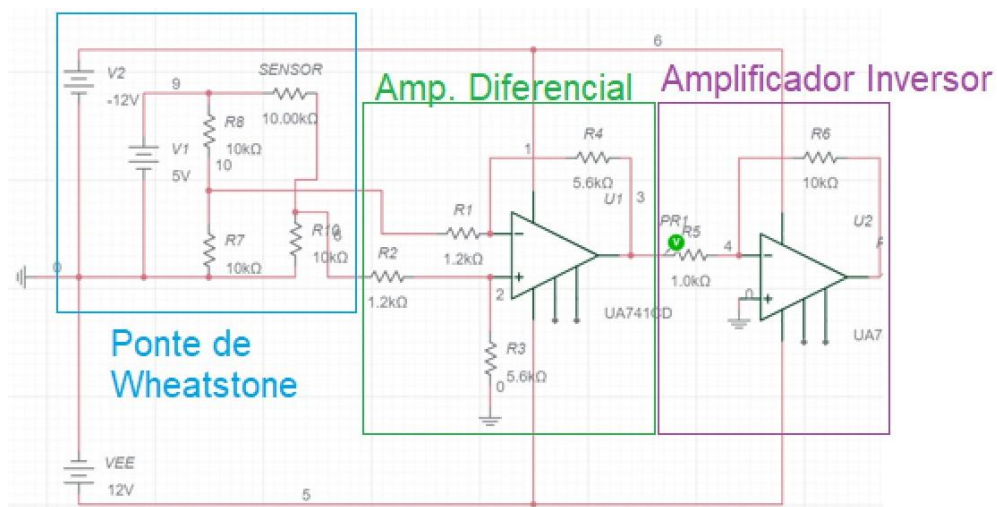
<i>Quantidade</i>	<i>Descrição</i>
1	Resina Flexível 3D Lab, não biocompatível
1	Resina Cinza Standard 3D Lab
1	Impressora 3D – KLD-1260S
1	Aplicativo de impressão 3D Chitubox
1	Agulha de costura genérica número 5
1	Balança com resolução de 1g até 5kg, marca GP Inox.
3	Eletrodos de pele reutilizáveis de longo prazo de 50mm
2	Extensômetro BF350
4	Eletrodos de pele 3m descartáveis de 50mm
1	Osciloscópio Tektronix TDS 2021C
1	Pendrive USB 4GB
1	Bancada com trafo +/-12V. +/-5V
1	Protoboard didático
1	Sensor de Força "FSR" FP9-40
4	Resistor 10kΩ 1/4"W
4	Resistor 330Ω 1/4"W
4	Resistor 22Ω 1/4"W
8	Resistor 10Ω 1/4"W
4	Resistor 2,2K kΩ 1/4"W
2	Resistor 1,2kΩ 1/4"W
2	Resistor 5,6kΩ 1/4"W
1	Resistor 1,0kΩ 1/4"W
30	Resistores com tolerância de 1% de diversos valores
1	Abraçadeira plástica
1	Conjunto de cabos para protoboard
1	Alicate de bico
1	Adesivo em rolo tipo Micropore de 12mm
1	Fita Isolante Líquida
1	Adesivo de contato "Super Bonder"
10	Extensômetro BF 350 AA
1	Módulo de amplificação XFW-HX711
1	Cola TekBond T-6000
2	Amplificador Operacional AD620
1	Amplificador Operacional AD705

2	Amplificador operacional UA741CD
1	Arduino Pró Mini AT168, 5.5V
1	Arduino MEGA2560
1	Fonte ATX

Fonte: Autor.

Os circuitos foram primeiramente montados em software. Para isso foi utilizado o “Multisim” de modo online. A Figura 6 apresenta a simulação através do software, sendo também um reflexo da aplicação prática montada no protoboard.

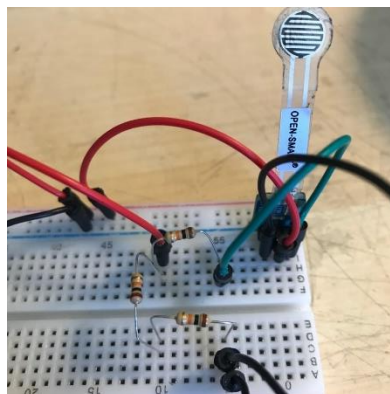
Figura 6 - Circuito eletrônico inicial completo no Multisim.



Fonte: Autor

Analisando o circuito em partes, temos na Figura 7 a aplicação da Ponte de Wheatstone. Dentre os quatro resistores, temos três (R6, R7 e R8) de valor 10KΩ e o quarto sendo o sensor FSR.

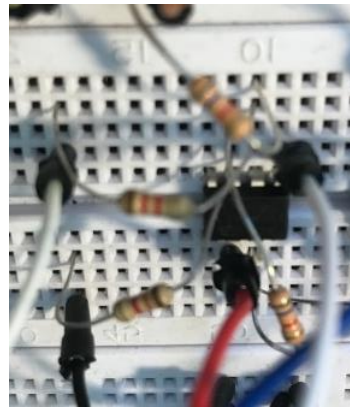
Figura 7 - Ponte de Wheatstone montada com o sensor.



Fonte: Autor.

Deste modo, quando aplicada a força mecânica no sensor FSR, seu sinal de saída apresentará uma variação. A saída do circuito que não apresenta a variação está conectada ao resistor R1. Já a saída do sensor, com variação, está conectada ao resistor R2. Ambos são associados ao circuito diferenciador, conforme a Figura 8 apresenta, uma vez que os ganhos das entradas inversora e não-inversora são iguais.

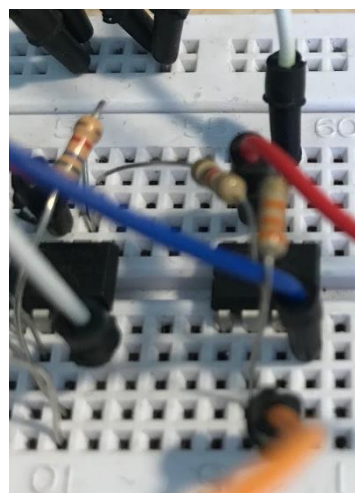
Figura 8: Circuito Diferenciador.



Fonte: Autor.

Finalmente, a saída do circuito diferenciador é conectada ao resistor R5, sendo ele uma entrada do último circuito, cuja função é amplificar o sinal em dez vezes. A Figura 9 apresenta os resistores R5 e R6. Uma vez que R6 possui valor dez vezes superior a R5, conseguimos atingir o ganho desejado do sinal.

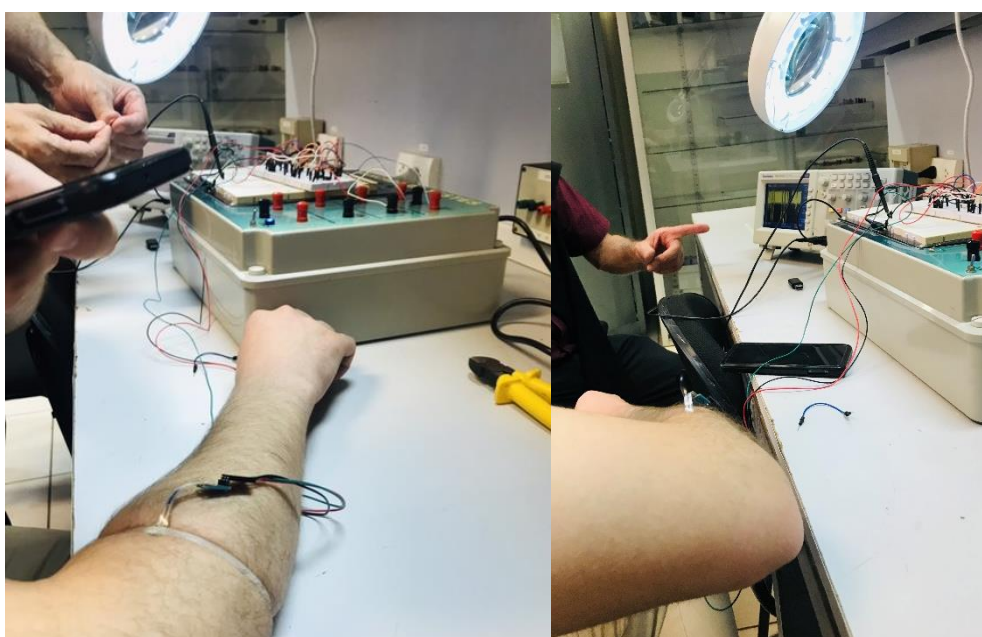
Figura 9 - Circuito de Ganho.



Fonte: Autor.

O sensor foi fixado mecanicamente através de uma abraçadeira plástica ao braço de um voluntário. Com isso, os movimentos mecânicos foram comparados com a variação gráfica apresentada no osciloscópio, a fim de validar a variação do sinal elétrico em tempo real. Foi possível acionar o sensor, porém, a força utilizada para prender o sensor com a braçadeira no antebraço gerar uma pressão muito alta a ponto de inviabilizar a sua utilização, conforme figura 10.

Figura 10 - Fixação do sensor no braço do voluntário.



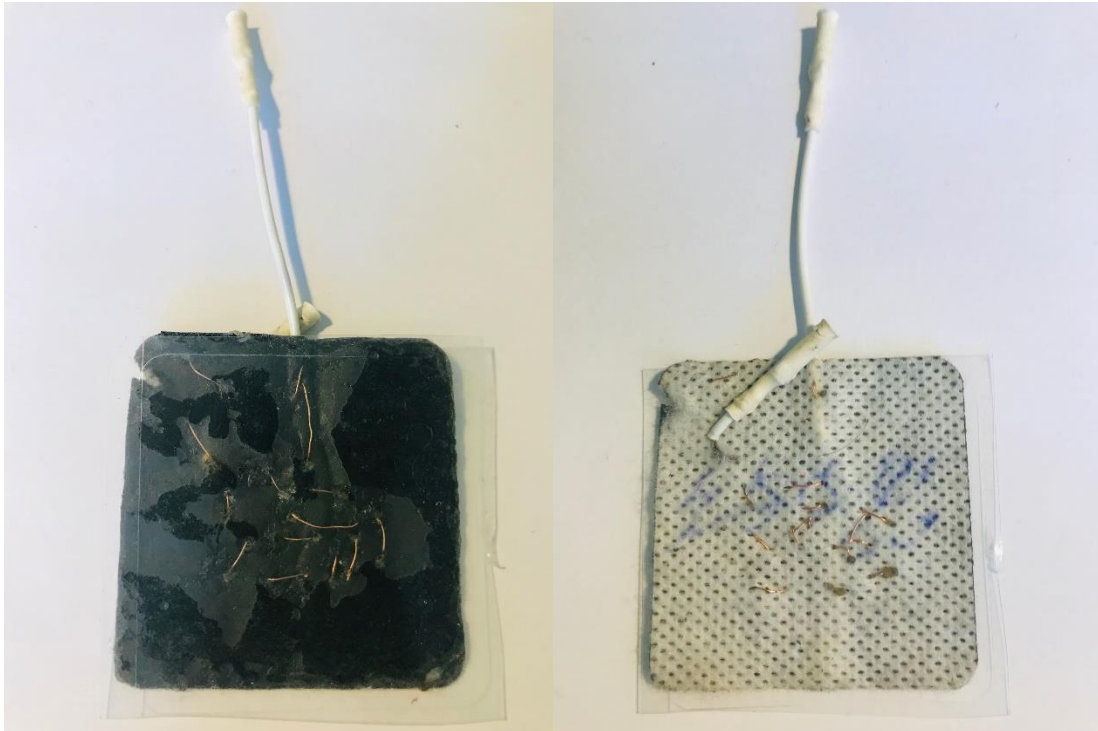
Fonte: Autor.

Por conta da não possibilidade de uso do sensor piezoelétrico, foi necessário partir para outra estratégia e desenvolver o sensor com as características necessárias.

### 3.1 Desenvolvimento do sensor A

Conforme figura 11, foi costurado perto de 15cm de fio de cobre de 0.3mm com agulha número 5, passando de um lado a outro de um eletrodo reutilizável de 50m e de forma randômica, ou seja a costura não seguiu nenhum padrão, foi ainda inserida uma saída adicional fazendo com que o eletrodo se transformasse em um flexômetro resistivo com dois polos, um de entrada e outro de saída e sem nenhum resistor adicional acoplado.

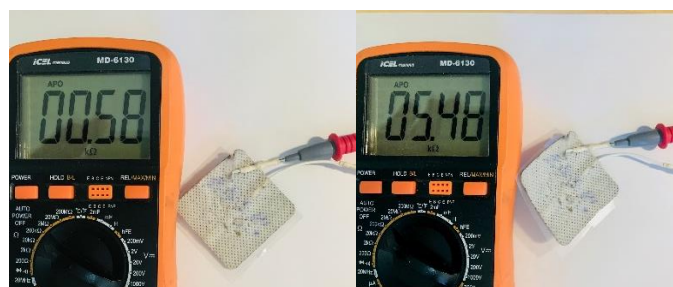
Figura 11 – Eletrodo costurado com fio de cobre passando de um lado a outro.



Fonte: Autor.

Primeiro teste com este sensor, apresentou variação de resistência aproximada entre 0,58KOhms quando em repouso e 5,48kohms com uma leve flexão, conforme figura 12.

Figura 12 – Teste de resistência elétrica do sensor. Repouso/Acionado.



Fonte: Autor.

O sensor apresentou uma resposta bastante animadora pois é justamente esse tipo de mudança de sinal que é importante para a aplicação. Porém apesar ao se flexionar randomicamente o sinal oscilava de forma muito instável atingindo resistências entre 0,3KOhms até 10kOhms, provavelmente causada pelo fato da

costura de cobre ter sido realizada sem qualquer preocupação e apresentar falhas, dobras e contatos indesejados entre elas, outro problema que também poderia estar causando esses picos indesejados, é a ponta do eletrodo, até o momento o eletrodo poderia estar gerando artefatos, mas também poderia estar auxiliando na geração de sinal.

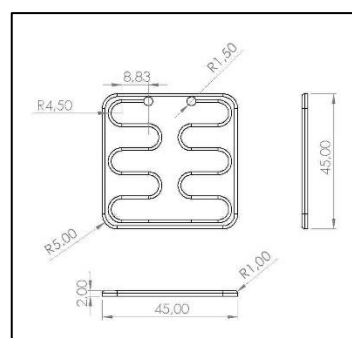
Avançando no desenvolvimento, foi planejado um novo sensor, com um desenho específico na distribuição do fio de cobre sobre o eletrodo, e ao invés de costurar o fio de cobre entre os lados, no novo sensor seria colado em cima da camada de tecido e não terá nenhum contato com a ponta do eletrodo que é parte do dispositivo utilizado, ou seja, a ideia é apenas utilizar o eletrodo por conta da sua capacidade elástica e de contato com a pele.

Foi desenhado em CAD e impresso em impressora 3d com resina flexível, uma chapa quadrada com 48mm de lado e 2mm de espessura, que ao mesmo tempo em que serve de guia para o fio de cobre, será aderida a parte superior do eletrodo que possui uma malha de tecido, deixando a parte inferior do eletrodo, que é constituída de um gel adesivo biocompatível intacta, esta parte é a parte do eletrodo que deverá entrar contato com a pele.

A seguir tem-se as instruções construtivas do sensor A para testes.

3.11 Figura 12 apresenta modelo desenvolvido em CAD com todas suas medidas construtivas.

Figura 12 – Modelo de parte do sensor A



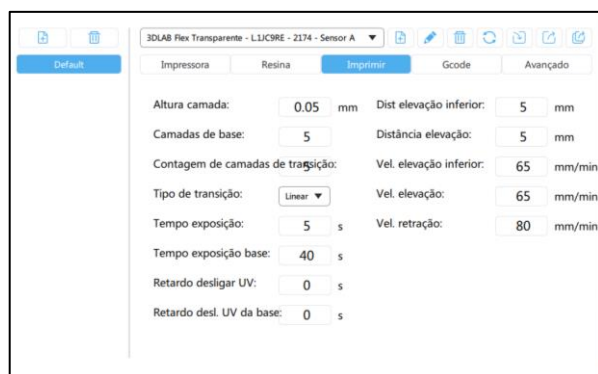
Fonte: Autor.

### 3.12 Impressão do modelo de parte do sensor A.

O arquivo em CAD foi exportado para um arquivo em formato STL, esse arquivo foi manipulado utilizando o aplicativo Chitubox numa impressora de resina UV, a resina utilizada foi a resina flexível da 3D Lab. A figura 14 apresenta o modelo depois de impresso, curado e lavado.

A configuração utilizada no aplicativo Chitubox para a impressão da peça é descrita na figura 13.

Figura 13 – Configuração de impressão do Sensor A.



Fonte: Autor.

Figura 14 – Parte impressa em resina flexível do Sensor A.



Fonte: Autor.

### 3.13 Preparação das pontas do fio de cobre.

Os fios de saída foram cortados de dois eletrodos de dois eletrodos, e cada ponta do fio de cobre foi inserido dentro deles, essa parte da saída do sensor é importante ser reforçada e fixada no sensor, para que o fio de cobre não se rompa por conta da manipulação na utilização, isso acontece muito fácil devido a características

do cobre e sua capacidade de suportar fadiga. A figura 15 demonstra as pontas dos eletrodos e respectivos lados do fio de cobre a ser inserido, o fio utilizado possui aproximadamente 27,5 cm e 0,3mm de diâmetro.

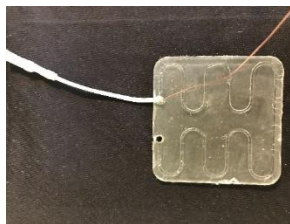
Figura 15 - Pontas dos eletrodos a serem reaproveitados e pontas do fio de cobre.



Fonte: Autor.

Primeiro, apenas um lado do fio de cobre foi inserido na ponta do eletrodo, e essa conexão entre o eletrodo e o fio de cobre foi inserida em um dos furos do modelo impresso, conforme demonstra a figura 16.

Figura 16 – Posicionamento da saída do eletrodo e fio de cobre.

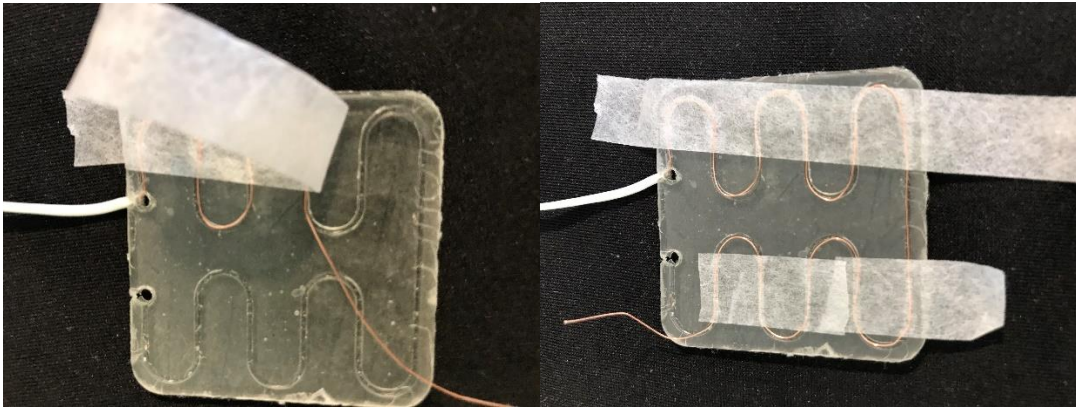


Fonte: Autor.

### 3.14 Encaixe do fio de cobre nos sulcos.

Manualmente e utilizando fita adesiva micropore, o fio deve ser inserido e colado, o uso da fita é necessário para que o fio não saia do sulco conforme vai sendo adicionado até o final como pode ser visto na figura 17.

Figura 17 – Posicionamento do fio de cobre dentro da capa do novo sensor.

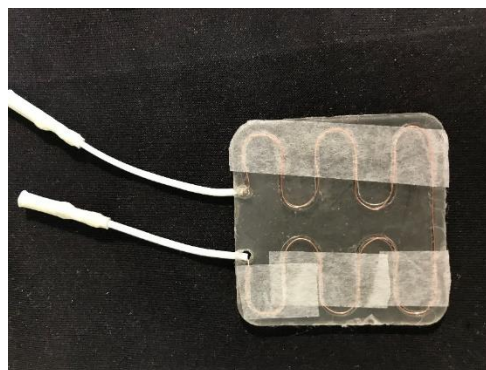


Fonte: Autor.

### 3.15 Colocação da segunda saída do eletrodo

Medir a partir da saída do fio de cobre que sobrar na outra ponta, e cortar o fio de cobre deixando aproximadamente 10mm e inserir o fio de cobre dentro da outra ponta reutilizada do eletrodo médico comercial. Encaixando-o no segundo furo do modelo. Recorte as sobreas de micropore, e ele está pronto para ser colado no eletrodo médico comercial.

Figura 18 – Fio de cobre e pontas inseridos no modelo impresso.

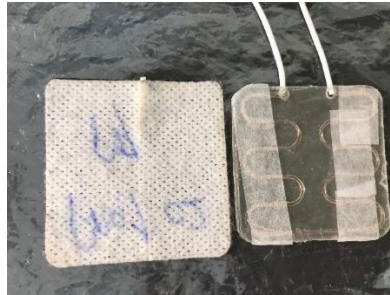


Fonte: Autor.

### 3.16 Colagem final

Coloca-se as duas partes a serem coladas para cima uma ao lado da outra como visto na figura 19. Utilizando um pincel, passa-se quantidade suficiente de resina flex o suficiente para recobrir as duas áreas, utilizar o mínimo possível.

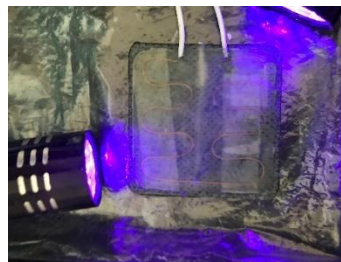
Figura 19 – Partes a serem unidas com resina flexível.



Fonte: Autor

Após a aplicação da resina nas superfícies, as partes foram unidas e levadas a serem curadas, onde ficaram 9 minutos expostas a luz UV artificial de 405nm conforme figura 20 e mais 30 minutos expostas a luz natural do sol.

Figura 20 – Sensor unido com resina flexível sendo curado por luz UV.



Fonte: Autor.

A figura 21, apresenta o sensor A pronto para ser utilizado.

Figura 21 – Sensor A, finalizado.



Fonte: Autor.

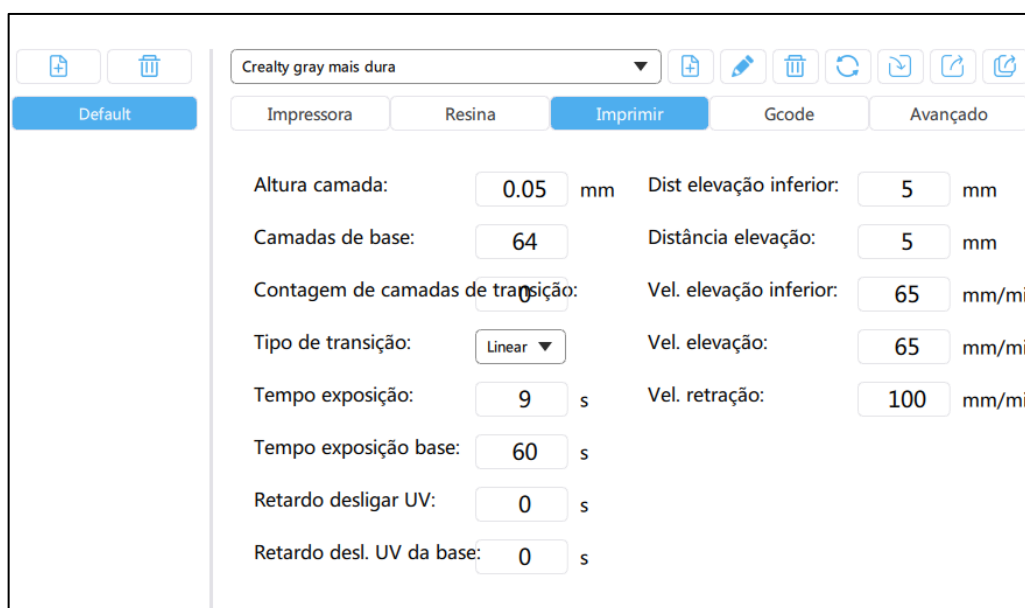
### 3.2 Desenvolvimento do Sensor B

Por conta das variações e artefatos gerados pelos testes com fios de cobre, foi decidido utilizar sensores de extensão ou também chamados de extensômetros ou flexômetros. Estes são bastante sensíveis, feitos com materiais específicos e têm baixo custo.

O desenvolvimento do Sensor B focou descobrir qual material deveria ser colado e qual formato desse material aplicado sobre a pele do indivíduo geraria os sinais de melhor qualidade, sobre o tipo de material, a única propriedade a ser comparada é se o material deveria ser rígido ou flexível e qual forma construtiva gera o sinal mais adequado.

O modelo foi configurado no aplicativo Chitubox para imprimir com a resina Standard 3D Lab rígida. Com as configurações apresentadas na figura 22.

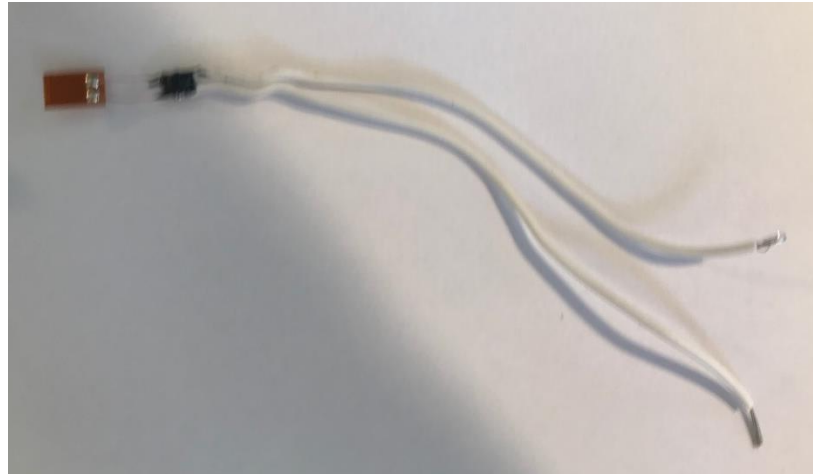
Figura 22 – Configurações de impressão do Sensor B com resina rígida.



Fonte: Autor.

Depois de impresso, o extensômetro foi soldado com fios de 1.1mm de alumínio como mostrado na figura 23. Utilizando “fita isolante” líquida para isolar os polos de entrada.

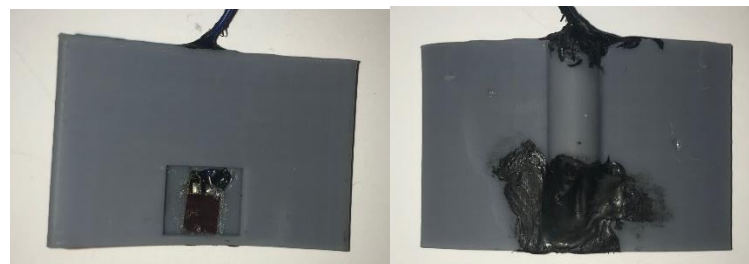
Figura 23 – Flexômetro BF350 preparado para colagem no Sensor impresso.



Fonte: Autor.

E na etapa final, foi colado o flexômetro no rebaixo do modelo com cola de cianoacrilato de metila, tomando o cuidado de vedar e travar o fio com “fita isolante” líquida como apresentado na figura 24.

Figura 24 – Sensor B pronto para testes

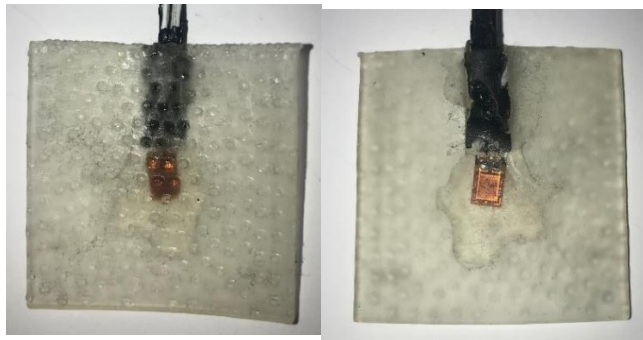


Fonte: Autor.

### 3.3 Desenvolvimento do Sensor B com resina flexível.

Utilizando o mesmo modelo desenvolvido em CAD, foi impresso em resina flexível e colado um flexômetro BF350 seguindo o mesmo procedimento utilizado no Sensor B rígido. O sensor B flexível é apresentado na figura 25.

Figura 25 – Sensor B flex

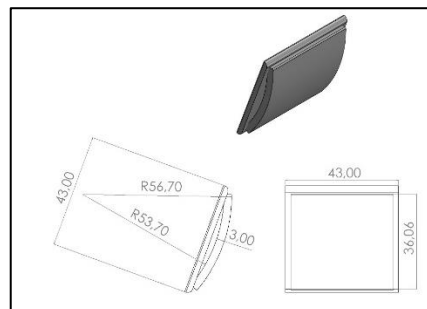


Fonte: Autor.

### 3.4 Desenvolvimento do sistema testador

Para a realização de testes de esforço com intenção de descobrir melhor formato do encapsulamento do flexômetro, foi necessário criar um dispositivo que simulasse a pressão gerada pelos músculos do antebraço. Para essa tarefa foi desenvolvido um modelo em CAD e impresso em resina rígida e colada embaixo de um peso de 246g, esse peso é superior a força que o sensor deverá ‘perceber’, mas para esta fase de testes, será adequado. A figura 26 apresenta o simulador de esforço.

Figura 26 – Desenho com medidas gerais do suporte de sensor para o simulador de esforço.



Fonte: Autor.

Figura 27 – Suporte de sensor impresso.



Fonte: Autor.

Modelo impresso em resina rígida Crealty 3D Labs Standard com a mesma configuração no aplicativo Chitubox que o modelo de Sensor B foi impresso.

Como modelo de apoio do sensor, foi utilizado o modelo desenvolvido e impresso para a aplicação no antebraço em conjunto com o sensor. Para os testes de força foram criados lastros de 1g, 5g, 10g e 15g e um maior de 264g na intenção de simular diversos cenários. Conforme demonstrado na figura 28.

Figura 28 – Dispositivo para teste de força.



Fonte: Autor.

### 3.4 Desenvolvimento de novos circuitos eletrônicos para aquisição de sinal

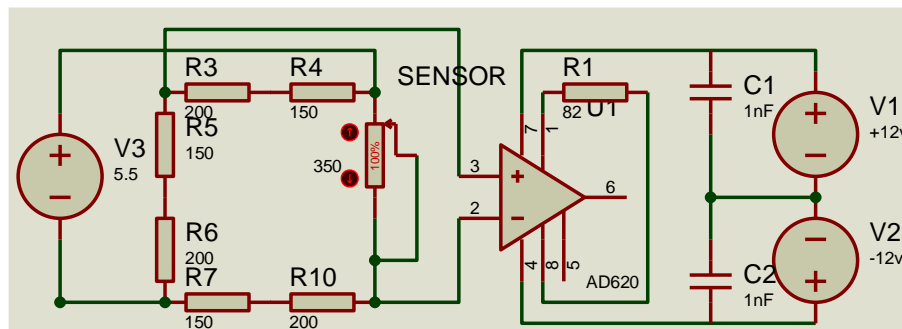
O circuito anteriormente desenvolvido para os testes com o sensor piezoelétrico, não puderam captar fielmente os sinais do sensor BF350. Por conta disso foram desenvolvidos mais 3 circuitos diferentes para a captação de sinal.

Também para reduzir ruídos, esses circuitos foram soldados em placa de fenolite, ao invés de montados na protoboard.

### 3.4.1 Circuito elétrico usando um amplificador de instrumentação AD620

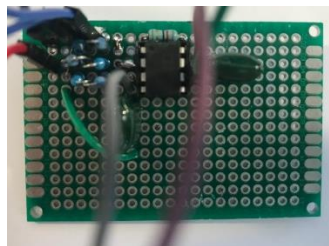
O Amplificador de instrumentação possui três amplificadores operacionais dentro dele e apresenta precisão maior no tratamento do sinal. Neste circuito optou-se por usar também dois capacitores na alimentação para filtragem de ruído, e uma ponte de wheatstone utilizando resistores de 1% de tolerância. O esquema do circuito com os valores dos componentes pode ser visto na figura. E o circuito montado pode ser visto na figura 29.

Figura 29 – Esquema do circuito usando Amplificador de Instrumentação.



Fonte: Autor.

Figura 30 – Circuito montado e soldado na placa de fenolite

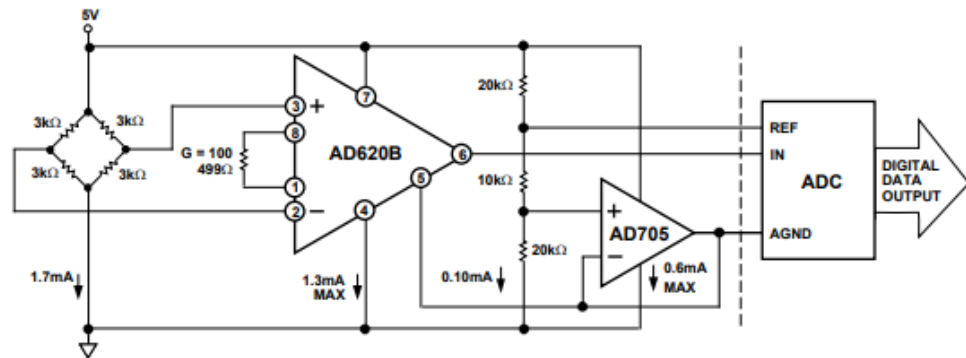


Fonte: Autor.

### 3.4.2 Circuito elétrico usando AD620 e AD705.

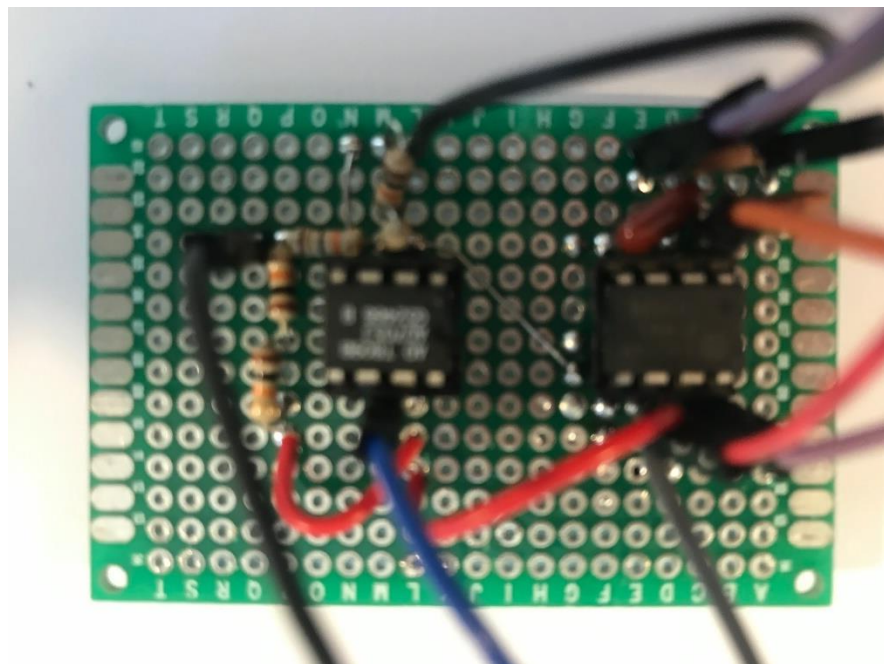
Esse circuito é o circuito sugerido pelo fabricante para ser utilizado com strain gauges, e consta no datasheet do amplificador de instrumentação AD620 conforme Figura 31.

Figura 31 – Circuito sugerido pelo fabricante.



Fonte: Datasheet AD620 (Texas Instruments, 2022).

Figura 32 – Circuito sugerido pelo fabricante soldado em placa de fenolite.

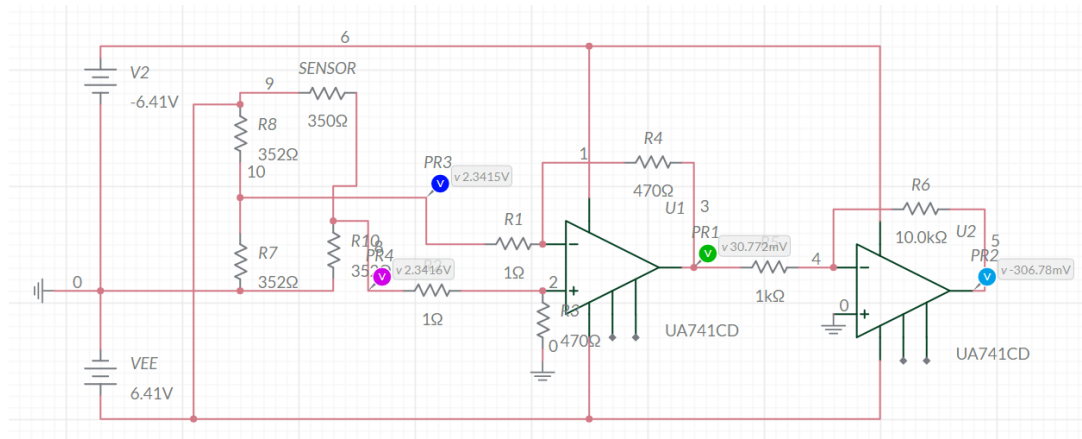


Fonte: Autor.

### 3.4.3 Circuito utilizando Amplificador Operacional 741

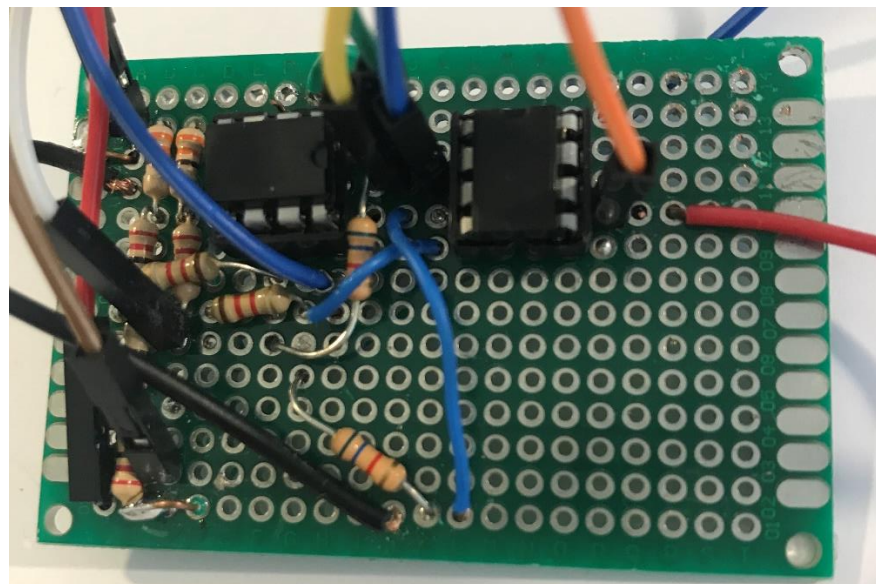
Este é mesmo circuito utilizado com o sensor piezoelétrico conforme figura 33, a diferença é que na nova montagem, eles utilizam jumpers no lugar dos resistores 5 e 6 para facilitar a troca dos resistores nos testes de amplificação. Esse novo circuito também foi soldado em placa de fenolite conforme figura 34.

Figura 33 – Esquema do circuito elétrico usando AmpOp 741



Fonte: Autor

Figura 34 – Circuito eletrônico usando AmpOp 741



Fonte: Autor.

### 3.5 Captação e tratamento de sinal

O circuito elétrico deve gerar um sinal de saída entre zero e cinco volts, proporcional a carga aplicada ao sensor, para isso foi utilizado um Arduino mini pró, com processador ATMEGA168 de 5.5V. A rotina utilizada é muito simples e apenas lê o pino analógico zero, e converte a leitura para a escala em volts. A rotina pode ser vista na figura 35.

Figura 35 – Rotina em linguagem C para Arduino

```

Leitor_de_vontagerns $
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}
void loop() {
  int sensorValue0 = analogRead(A0);
  float voltage0 = sensorValue0 * (5.0 / 1023.0);
  Serial.println(voltage0, 6);
  delay(1000);
}

```

Fonte: Autor.

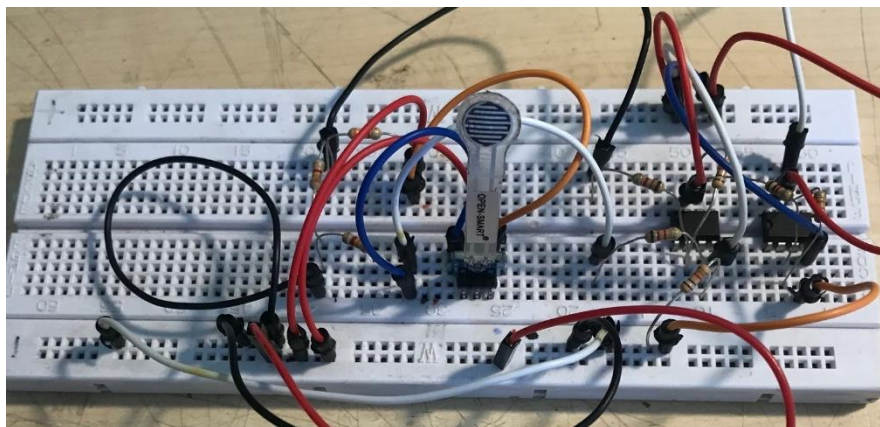
Essa rotina apenas lê a voltagem e apresenta no monitor serial do Arduino, obviamente essa informação deverá ser tratada com uma rotina mais complexa a ser desenvolvida em outra etapa. Mas para testar como o Arduino recebe o sinal já é suficiente nessa etapa da pesquisa.

## 4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

### 4.1 Sensor Piezoelétrico

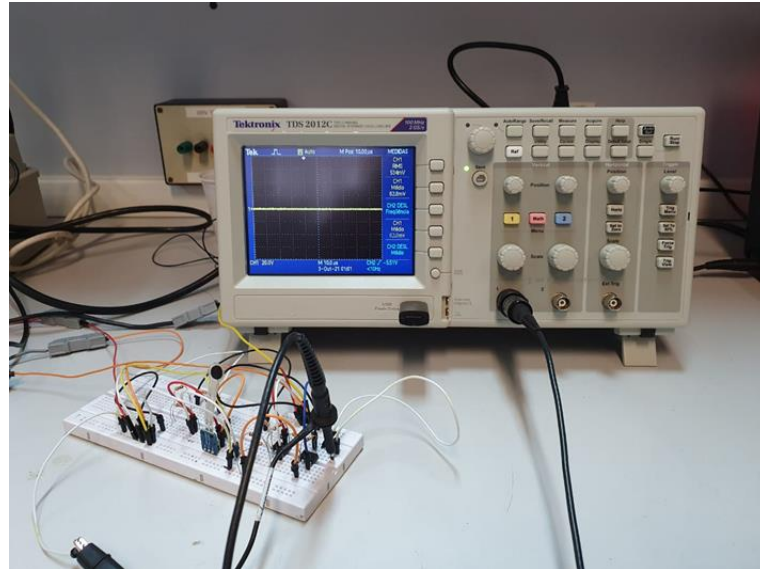
O circuito planejado foi montado na protoboard conforme figura 36.

Figura 36 – Circuito para aquisição e tratamento de sinal do sensor de força piezoelétrico.



Fonte: Autor.

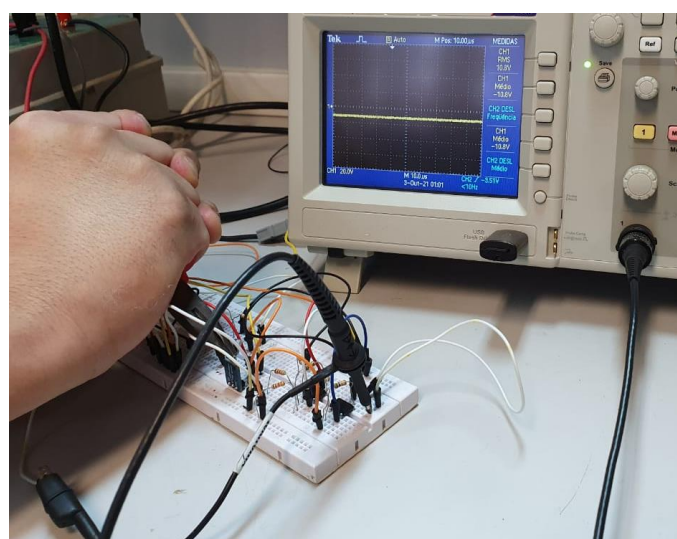
Figura 37 – Circuito montado conforme projetado no Multisim e já conectado ao osciloscópio.



Fonte: Autor.

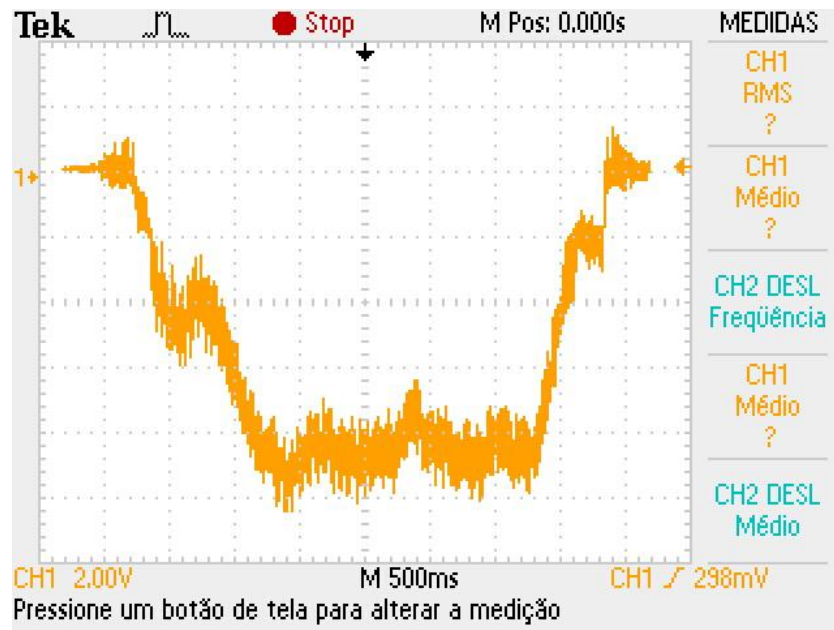
O teste foi realizado adicionando-se manualmente e continuamente, pressão no sensor através de um alicate, conforme figura 38, que demonstrou a seguinte evolução de voltagem medido pelo osciloscópio na figura 39.

Figura 38 – Utilizando alicate para gerar pressão no sensor.



Fonte: Autor.

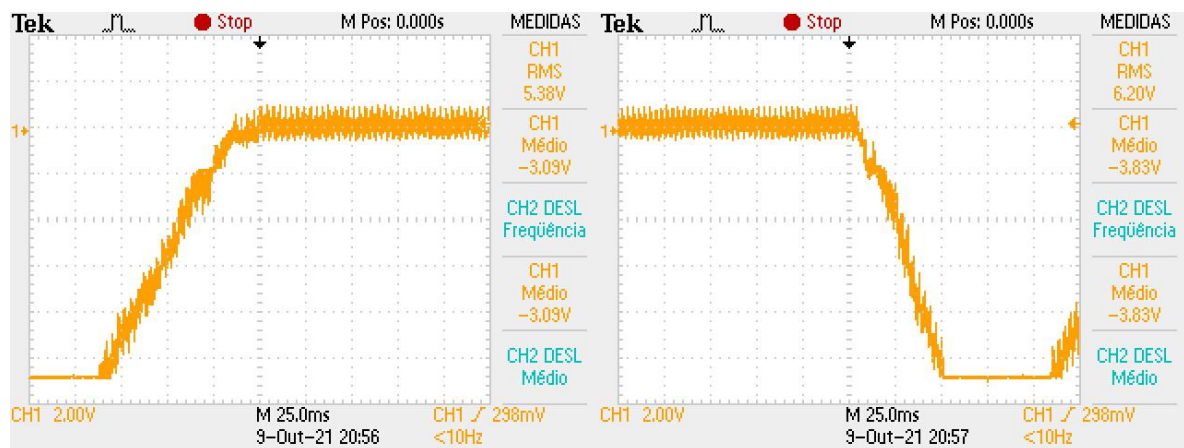
Figura 39 – Teste de força com o Sensor F9-40 e evolução do sinal no osciloscópio.



Fonte: Autor.

A figura 40 apresenta outro teste, que inicia em zero Volts, sobe até a carga máxima de 5Kg aceita pelo sensor e retorna a zero Volts, formando rampas crescentes e decrescentes.

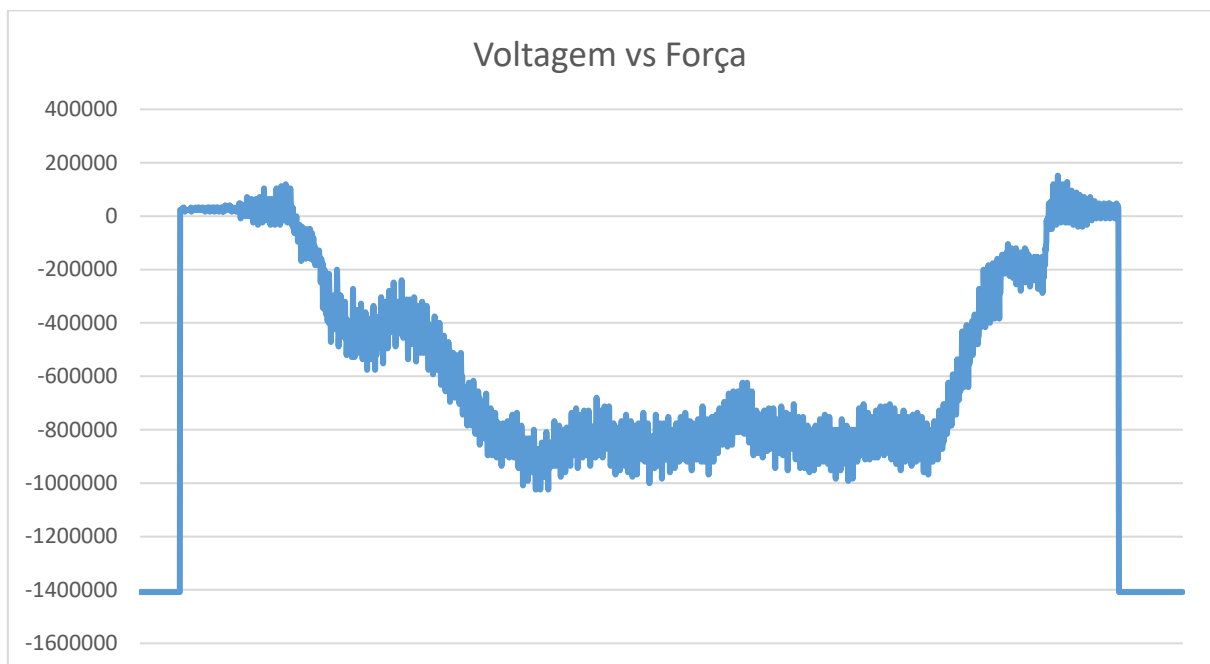
Figura 40 – Teste de força com o Sensor FP9-40, rampas de carga.



Fonte: Autor.

Apesar de ter sido possível amplificar o sinal, este modelo de sensor apresenta uma característica específica onde o acionamento exige uma carga mínima de pressão, algo em torno de 100g. A figura 41 demonstra os valores de voltagem na saída do circuito eletrônico que opera entre zero e dez volts.

Figura 41 – Range de operação do sensor FP9-40.



Fonte: Autor.

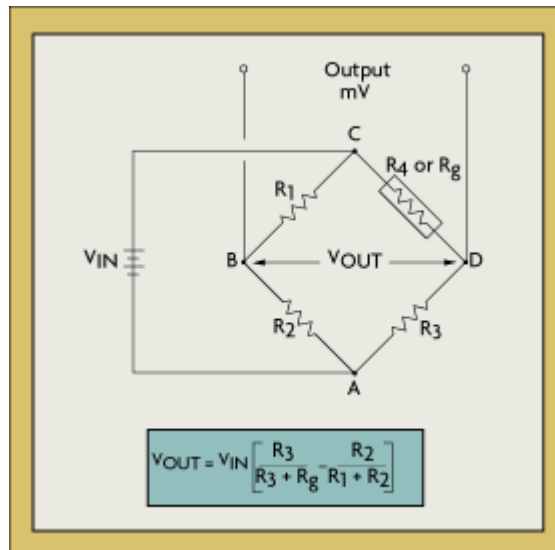
#### 4.2 Sensor desenvolvido A

Para os testes do sensor A, foi necessário encontrar a resistência do Sensor utilizando a ponte de wheatstone. “A equação da ponte de Wheatstone afirma que, se  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  e  $R_4$  forem iguais, e uma tensão,  $V_{IN}$ , for aplicada entre os pontos A e C, a saída entre os pontos B e D não mostrará nenhuma diferença de potencial. No entanto, se  $R_4$  for alterado para algum valor que não seja igual a  $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$ , a ponte ficará desequilibrada e existirá uma tensão nos terminais de saída. Em uma configuração conhecida como ponte G, o sensor de deformação variável tem resistência  $R_g$ , enquanto os outros braços são resistores de valor fixo.

O sensor, no entanto, pode ocupar um, dois ou quatro braços da ponte de Wheatstone, dependendo da aplicação. A tensão total, ou tensão de saída do circuito

(VOUT), é equivalente à diferença entre a queda de tensão em R1 entre R4, ou Rg.”  
(OMEGA, 2021) Como demonstra a figura 42.

Figura 42 – Fórmula para calcular valor de resistência de um resistor.



Fonte: (OMEGA, 2021)

Utilizando-se da fórmula apresentada na figura 42.

$$V_B = V_{in} * [R_x / (R_3 + R_x) - R_2 / (R_1 + R_2)]$$

Tem-se:

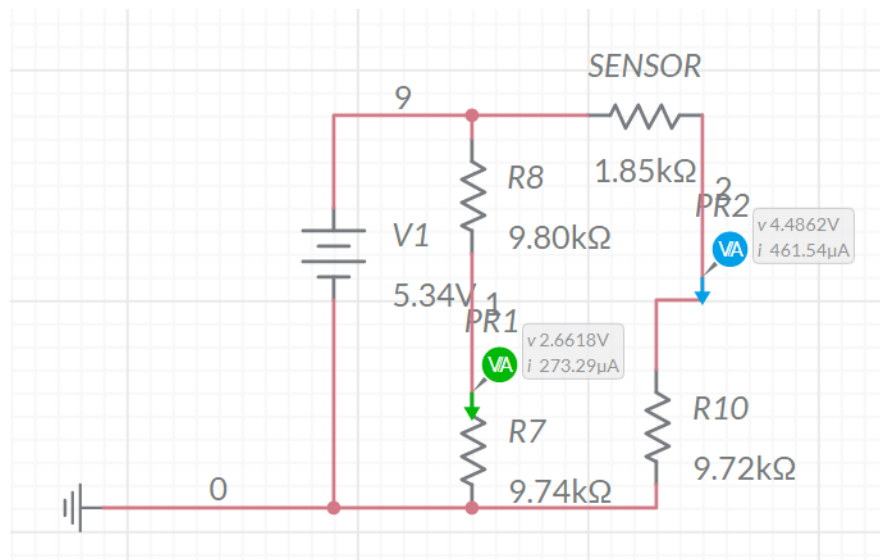
$$3.42 = 5.41 (G / (2.16 \times 100 + G) - (2.16 \times 100) / (2.16 \times 100 + 2.16 \times 100))$$

$$(5.41 G) / (G + 216) = 6.125$$

Onde tem-se que a resistência do Sensor é igual a 18,503Kohms.

Foi montada a ponte configuração G no aplicativo on-line multisim, utilizando os valores reais lidos através do multímetro. Como pode-se observar destaque a figura 43.

Figura 43 – Ponte de wheatstone configurada conforme leitura real de componentes com multímetro.

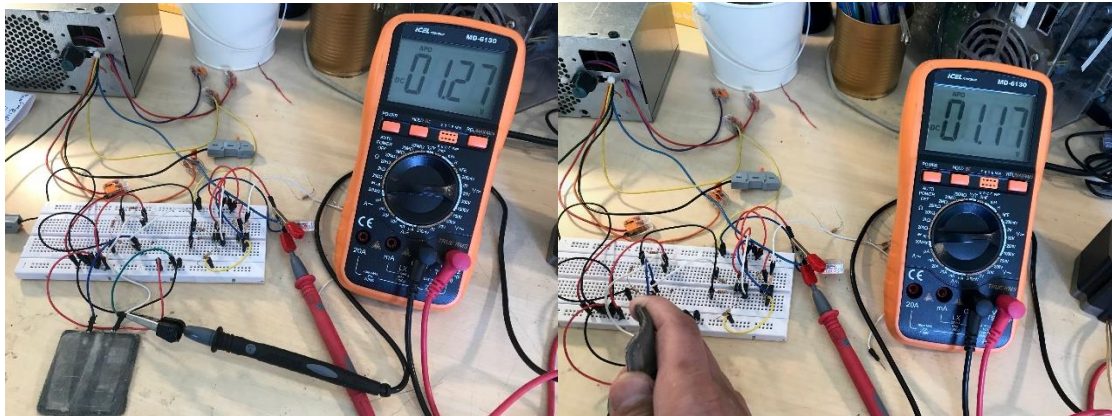


Fonte: Autor.

Como demonstrado na figura 43, os voltmímetro rosa e azul apresentam a diferença entre as duas saídas da ponte.

O primeiro teste mecânico do sensor utilizando apenas a ponte de wheatstone, apresentou uma oscilação entre 1.27V com o sensor em repouso e 1.17V com o sensor em acionamento, como pode ser visto na figura ., O dispositivo na bancada apresentou 1.27V, ou seja, diferente do esperado que era 1.82V, essa diferença se deve a indutâncias da protoboard e jumpers utilizados, bem como variações de voltagem da fonte utilizada. Apesar disso, pôde-se prosseguir com o ensaio mecânico do sensor que oscilou 0.1V entre repouso e flexionado. Esse valor seria suficiente para sua utilização na aplicação desejada, porém essas leituras permaneceram apenas por poucos acionamentos, entre 5 e 10 acionamentos mecânicos entre repouso e acionado. Pouco depois os valores passaram a oscilar de forma randômica, até que simplesmente cessaram de apresentar diferença. A causa mais provável é a fadiga do fio de cobre de 0.3mm.

Figura 44 – Teste do sensor A com a ponte de wheatstone, em repouso e acionado.



Fonte: Autor.

Por conta dos resultados acima obtidos, outra estratégia foi pensada e decidiu-se por utilizar flexômetros comerciais disponíveis no mercado. Então iniciou-se o desenvolvimento do Sensor B.

#### 4.3 Sensor desenvolvido B

Utilizando apenas o multímetro ligado entre a saída do amplificador e o terra, observou-se as seguintes leituras conforme o circuito eletrônico utilizado para os dois tipo de Sensor tipo B desenvolvidos, tanto o sólido quanto o flexível, apresentado na tabela 2.

Tabela 2 – Resposta dos sensores tipo B em volts

	Circuito 741		Circuito AD620		Circuito AD620 com AD705	
	Com peso	Sem peso	Com peso	Sem peso	Com peso	Sem peso
Sensor B Rígido	2,04	2,03	1,64	1,64	4,24	4,25
Sensor B Flexível	2,07	2,03	1,64	1,63	4,25	4,26

Fonte: Autor.

O peso utilizado para os testes foi de 264 gramas, a resolução do voltímetro utilizada foi a de unidade em Volts mais duas casas decimais.

O sistema apresentou um efeito inesperado, todos os circuitos mesmo os que possuíam algum tipo de capacitor para filtrar o sinal, oscilavam de maneira muito ampla simplesmente por conta da distância que se tomava do sensor.

Isso fez com que tornasse impossível a correta leitura do peso em aferimento, mesmo quando se fazia a leitura de longe, o sensor não captava a variação suficiente para apresentar a diferença em duas casas decimais.

Quando se amplificava o sinal para conseguir as variações necessárias para leitura no Arduino, as leituras passavam a ficar randômicas e totalmente independente do peso que se aplicava ao sensor.

Ao que parece, existem ruídos muito grandes que atrapalham e sujam o sinal. Uma estratégia para resolver isso, é calcular e preparar filtros passa faixa de acordo com cada circuito.

#### **4.4 Leitura do sinal pelo Arduino**

Ao se aterrar o Arduino com os circuitos e conectar a saída dos amplificadores no pino A0 do Arduino, o Arduino não foi capaz de realizar leituras estáveis de níveis de tensão, oscilando entre zero e cinco volts, intermitentemente, quando testados os três tipos de sensores desenvolvidos.

## **5. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Como estudo inicial, tanto o Sensor desenvolvido A quanto o sensor B, não apresentaram resultado satisfatórios para serem usados como células de carga. Dois motivos impediram que isso pudesse ser feito. No caso do Sensor A, a fadiga do encapsulamento fez com que o fio de cobre não flexionasse de forma proporcional, gerando leituras muito inconsistentes com o peso aplicado.

No caso do Sensor desenvolvido B, o flexômetro BF350 gera diferenças de resistência muito pequenas, e apesar de ter sido testados com três circuitos eletrônicos amplificadores diferentes, todos eles geraram muita interferência quando o sinal era amplificado, essas interferências devem ser dimensionadas e tratadas para que se possa isolar e capturar o sinal de forma efetiva. Mais experiências devem ser

realizadas, e mais pesquisa deve ser feita em cima de amplificação e tratamento de sinais, para que se consiga isolar o sinal em frequência de forma satisfatória.

Do ponto de vista do desenvolvimento mecânico de encapsulamento do sensor, o uso de impressora 3D de resina foi muito satisfatório, é um processo rápido e as peças impressas obtêm uma precisão excelente. A dureza ou flexibilidade das resinas utilizadas também foram muito satisfatórias, possibilitando a execução dos testes.

A aquisição de sinal pelo Arduino foi totalmente comprometida pela oscilação de sinal dos circuitos eletrônicos utilizados, a ponto de variarem 100% na amplitude. O que reforça a hipótese de um ruído muito grande desses circuitos amplificadores, conseqüentemente reforçando a necessidade de focar próximos estudos na questão do tratamento de sinal e escolha mais acertada de amplificadores operacionais e amplificadores de instrumentação. Apesar de o Arduino poder ser utilizado como um conversor A/D, seria interessante mais estudos para avaliar a possibilidade de se utilizar um conversor A/D específico para a aplicação, que contenham na sua estrutura componentes como capacitores para a filtragem do sinal gerado pelo sensor.

## REFERÊNCIAS

AVIA. (15 de 11 de 2021). Fonte:

<https://www.digikey.com/htmldatasheets/production/1836471/0/0/1/hx711.html>

Deal Extreme. (20 de 09 de 2021). *Electronic components*. Fonte: DEAL EXTREME:

<https://m.dx.com/p/open-smart-50n-5kg-fsr-sensor-module-for-arduino-2008190>

HBM. (20 de 09 de 2021). *HBM Company*. Acesso em 20 de 09 de 2021, disponível em Sensores piezoelétricos: qual é o ideal para minha aplicação?:

<https://www.hbm.com/pt/6810/sensores-piezoelétricos-qual-o-ideal-para-minha-aplicacao/>

Helerbrock, R. (19 de 10 de 2021). *Ponte de Wheatstone*. Fonte: Mundo Educação:

<https://mundoeducacao.uol.com.br/fisica/ponte-wheatstone.htm>

LEANSTAR. (20 de 09 de 2021).

OMEGA. (10 de 11 de 2021). *OMEGA Circuitos de Medição*. Fonte:

<https://br.omega.com/prodinfo/ponte-wheatstone.html>

SPARKFUN. (12 de 12 de 2021). *Capacitors*. Fonte: SparkFun Spark Something:  
<https://learn.sparkfun.com/tutorials/capacitors/all>

Texas Instruments. (05 de 2013). *Datasheet LM79XX*. Fonte: <https://sharvielectronics.com/wp-content/uploads/2020/02/LM79XX-Datasheet.pdf>

Texas Instruments. (17 de Janeiro de 2022). *Datasheet AD620*. Fonte:  
<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

Wendling, M. (2010). *Amplificadores Operacionais*. Fonte: Universidade Estadual Paulista:  
<https://www.feg.unesp.br/Home/PaginasPessoais/ProfMarceloWendling/3---amplificadores-operacionais-v2.0.pdf>