



UFABC – UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC  
CECS – CENTRO DE ENGENHARIA, MODELAGEM E CIÊNCIAS SOCIAIS APLICADAS  
ESTB025-17 - Instrumentação Biomédica I

**Relatório do Projeto:**  
**Sensor de Hipotermia**

Mirela de Oliveira Tomazini, 11004315

Prof<sup>o</sup>. Dr. Olavo Luppi

São Bernardo do Campo

2021

## **Sumário**

<b>Introdução</b>	<b>3</b>
Motivação do projeto	3
Funcionamento do sensor	3
<b>Objetivos</b>	<b>5</b>
<b>Materiais e Métodos</b>	<b>5</b>
Materiais	5
Projeto e implementação do circuito de condicionamento	6
Procedimento de calibração	15
Procedimento de medição	18
Frequência de amostragem utilizada	18
<b>Resultados e Análises</b>	<b>19</b>
Resultado das medições	19
Análise dos resultados	23
<b>Conclusão</b>	<b>25</b>
<b>Referências Bibliográficas</b>	<b>26</b>

# **1. Introdução**

## **1.1. Motivação do projeto**

O corpo humano possui mecanismos de termorregulação bastante complexos para realização da manutenção da temperatura corporal apesar de variações na temperatura ambiente. Esse processo é de extrema importância para o correto funcionamento do organismo, uma vez que diversas reações metabólicas do corpo dependem que a temperatura esteja aproximadamente 37 °C para que possam ocorrer. [2]

Simplificadamente, neurônios sensíveis à variação de temperatura enviam sinais para o hipotálamo, septo e mesencéfalo quando há uma intercorrência fazendo com que mecanismos de diminuição ou aumento de temperatura sejam ativados. Dentre os mecanismos de diminuição de temperatura estão a vasodilatação e a sudorese, enquanto que dentre os mecanismos de aumento de temperatura estão a vasoconstrição e a piloereção. [2]

A condição conhecida como hipotermia consiste na diminuição da temperatura corporal abaixo de 35°C e a condição conhecida como febre consiste no aumento dessa temperatura para além de 37,5°C.[2,3]

Diversos são os motivos pelos quais a termorregulação do organismo pode ser afetada, dentre eles estão a utilização de anestésias e o acometimento por inúmeras patologias. Nesse contexto surge a necessidade de sistemas de monitoramento de temperatura corporal e, encontra-se a motivação do presente projeto, buscando desenvolver um sistema de instrumentação a partir da utilização de um sensor de temperatura, e buscando aplicar os conhecimentos desenvolvidos na disciplina de Instrumentação Biomédica 1, cujos tópicos serão explorados no decorrer do projeto a um projeto com uma real necessidade clínica.

## **1.2. Funcionamento do sensor**

Precedentemente a explicação do funcionamento do sensor propriamente dito, é importante descrever o motivo da escolha do sensor para o presente projeto.

Estando definido que a grandeza física de interesse do projeto seria a temperatura, primeiramente buscou-se os sensores de temperatura que pudessem ser utilizados para aquisição da informação. Como o sistema a ser desenvolvido era um sistema eletrônico, seria importante que fossem considerados componentes que realizassem a transdução da temperatura em alguma grandeza elétrica, podendo ser: tensão, corrente, resistência, entre outras.

A partir das primeiras necessidades surgiram dois principais grupos de componentes, os termopares e os termistores, sendo os termopares componentes que apresentam uma diferença

de potencial a partir de uma diferença na temperatura e, os termistores, por sua vez, componentes que apresentam diferença de resistência a partir da temperatura. Em seguida, optou-se pelo componente de menor valor, o termistor. E, por fim, foi escolhido o termistor NTC, devido a disponibilidade no mercado na ocasião da compra.

Os termistores são componentes compostos por semicondutores que apresentam a característica de alterar a sua resistência frente à alteração na temperatura, porém não possuem uma boa linearidade na resposta. Existem dois tipos principais: PTC (positive temperature coefficient) cuja variação de resistência ocorre de maneira positiva em relação a temperatura e o NTC (negative temperature coefficient) cuja variação de resistência exibe um coeficiente negativo em relação a temperatura, isto é, com o aumento da temperatura é observada uma diminuição na resistência que, como discutido anteriormente, não é linear. [4,5]

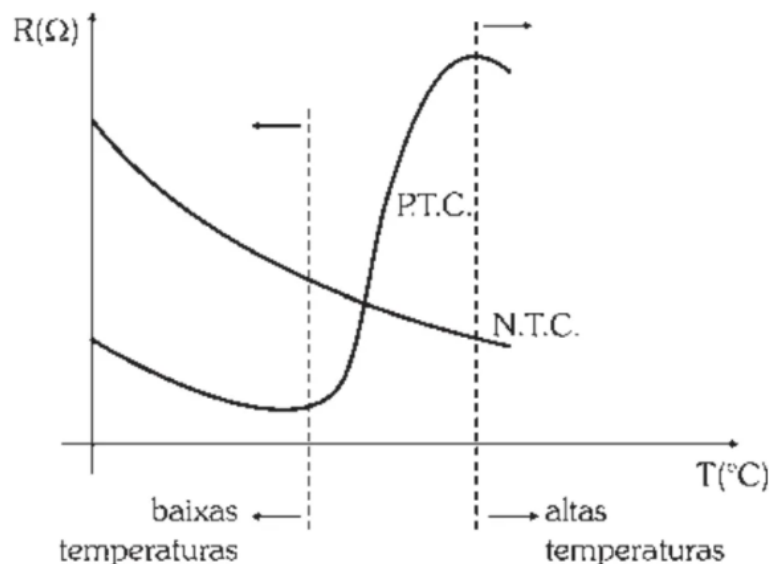


Figura 1 : Imagem que relaciona o valor de temperatura à resistência apresentada por termistores do tipo NTC e PTC. Fonte Cipelli, A. M, V. et al., 2008 [6]

Portanto, um termistor NTC trata-se de um componente cujo princípio de transdução consiste na conversão de temperatura em resistência elétrica e, diferentemente da característica apresentada por metais, com o aumento da temperatura é observada uma diminuição da resistência. Além disso, durante os projetos utilizando esse componente é importante atentar para o fato que com a aplicação de uma tensão sobre o termistor, surgirá uma corrente e, portanto, uma elevação da temperatura interna do componente devido à suas características

internas, causando uma variação da resistência em decorrência da tensão e correntes às quais o NTC é submetido. [5,6]

Tendo em vista expressar a relação entre resistência e temperatura observada em equações matemáticas, um modelo foi apresentado por John S. Steinhart e Stanley R Hart [5], que encontra-se descrito abaixo e será utilizado nas próximas seções deste relatório.

$$R(T) = R_{ref} \left( e^{A + \frac{B}{T} + \frac{C}{T^2}} \right)$$
$$T(R)^{-1} = A_1 + B_1 \ln\left(\frac{R}{R_{ref}}\right) + C_1 \left(\ln\left(\frac{R}{R_{ref}}\right)\right)^2$$

## 2. Objetivos

O presente projeto tem como principais objetivos: o aprimoramento de habilidades para construção de sistemas de instrumentação a partir da aplicação dos conhecimentos desenvolvidos durante a disciplina de Instrumentação Biomédica 1, bem como o aperfeiçoamento das habilidades críticas relacionadas ao processo de análise e desenvolvimento de circuitos de condicionamento de sinal, processos de calibração, análise de resultados em instrumentação e respostas em simulações de circuitos através de programas específicos para tal.

## 3. Materiais e Métodos

### 3.1. Materiais

Dentre os materiais utilizados estão:

- 1 Multímetro Minipa ET-1002
- 1 Arduino Uno
- 1 Protoboard 400 pontos
- 1 Cabo USB-A - USB-B
- 1 Fonte 24 V - 1A
- 1 Fonte 12 V

- 1 Sensor de temperatura (termistor) NTC 10 k $\Omega$  5mm
- 2 Amplificadores Operacionais TL072
- 2 Capacitores eletrolíticos 470 $\mu$ F 16 V
- 1 Capacitor eletrolítico 47 $\mu$ F 16 V
- 3 Resistores de filme de carbono 1 k $\Omega$  5% (1/4W)
- 1 Resistor de filme de carbono 10 k $\Omega$  5% (1/4W)
- 2 Resistores de filme de carbono 330 k $\Omega$  5% (1/4W)
- 1 LED Difuso 5mm Amarelo
- 2 Placas de fenolite perfuradas (pequenas)
- Barra de pinos macho
- Barra de pinos fêmea
- 2 Soquetes de 8 pinos
- 1 Conector Jack P4 fêmea
- 1 Conjunto de jumpers (diversos condutores macho-macho, macho-fêmea e fêmea-fêmea)
- 1 Ferro de Solda
- 1 Tubo de Solda Estanho 1mm
- 1 Termômetro Clínico Digital G-tech
- 1 Termômetro Para Banheira - Lolly
- 1 Computador com Arduino IDE, Multisim, Fritzing instalados

### **3.2. Projeto e implementação do circuito de condicionamento**

O projeto do circuito de condicionamento teve início a partir do momento em que foi determinado o sensor que seria utilizado juntamente e, portanto, a grandeza física que seria medida (resistência) e a variação do valor de resistência tendo em vista as alterações de temperatura de interesse para o projeto.

De acordo com as especificações do sensor, a princípio ele poderia ser usado para valores entre - 40°C a 125°C, porém em um primeiro momento foram descartados os valores inferiores a 0°C e superiores a 100°C. A ideia inicial era desenvolver um único circuito de condicionamento que pudesse ser utilizado para medidas de interesse de condições do corpo

humano, que fixei em uma escala entre 33°C e 43°C e para valores fora desses limites, entre 0°C e 100°C.

Segundo o datasheet, o valor de resistência que o sensor apresenta em 0°C é de 32554  $\Omega$  e, a 100°C o valor é de 677,3  $\Omega$ . Como a amplitude de variação dos valores é grande e os outros componentes eletrônicos utilizados não seriam de precisão, optou-se por não utilizar uma ponte de Wheatstone, mas apenas um divisor de tensão.

Tendo como objetivo determinar o valor resistor para o divisor de tensão e, tendo em vista que a tensão de alimentação do divisor seria proveniente do Arduino, um caso extremo foi considerado: a situação na qual, por algum motivo indeterminado, o resistor fosse curto-circuitado. Caso esse acontecimento extremo ocorresse, seria necessário garantir que o valor de corrente não ultrapassasse o valor apresentado pelo datasheet do Arduino de 40 mA. Considerando o pino de 5 V, a resistência, portanto, deveria ser superior a 125  $\Omega$ . Buscando um valor de resistência que diminuísse o consumo de corrente e tivesse uma ordem de grandeza mais próxima daquela apresentada pelo sensor na faixa entre 33°C e 43°C, foi selecionada uma resistência de 10 k $\Omega$  para compor o divisor de tensão. De forma, que o circuito até o momento seria representado pela figura a seguir.



Figura 2 : Divisor de tensão composto pelo resistor de 10 k $\Omega$  e o termistor, cuja temperatura em 25°C é de 10 k $\Omega$ .

Após a determinação do valor da resistência que comporia o divisor de tensão, juntamente com o termistor, iniciou-se o trabalho para desenvolver um comparador de tensão

[1]. Um dos circuitos que cumprem essa função e foi explorado ao longo da disciplina encontra-se ilustrado abaixo:

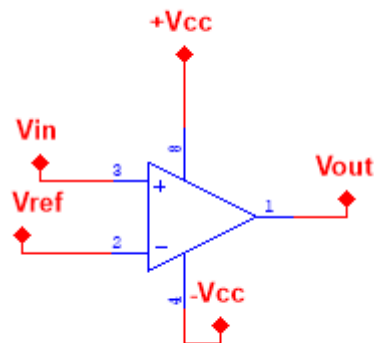


Figura 3 : Exemplo de comparador de circuito simples de comparador de tensão

Na entrada não inversora do amplificador operacional seria conectada a posição central do divisor de tensão e, na entrada inversora seria conectada uma tensão de referência. Uma vez que o ganho do amplificador operacional é muito grande em malha aberta (maior que 115 dB, de acordo com o datasheet), caso a tensão da entrada não-inversora conectada ao divisor de tensão fosse superior à tensão de referência conectada ao terminal de entrada inversora do amplificador operacional, a saída iria saturar e apresentar o valor de  $V_{CC}$ , caso contrário o valor apresentado na saída seria de  $-V_{CC}$ . [1]

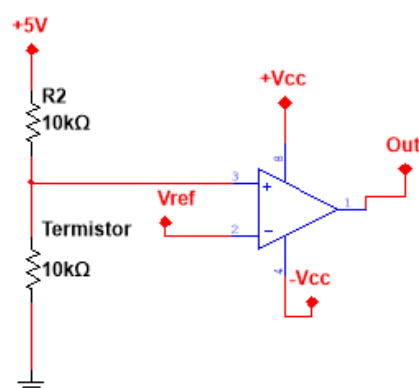


Figura 4 : Circuito comparador ligado ao divisor de tensão.

Assim, essa tensão seria utilizada para acender um LED amarelo. Quando a tensão de saída fosse  $-V_{CC}$  devido a natureza do LED de ser um diodo emissor de luz, se  $-V_{CC}$  não



fosse em módulo superior a sua tensão de rompimento, apenas fluiria uma pequena corrente reversa. De modo contrário, caso a tensão na saída do amplificador operacional fosse  $V_{CC}$ , então a corrente flui pelo LED e é necessário a utilização de um resistor em série para limitar a corrente a um valor inferior a 20 mA. Considerando  $V_{CC}$  como 12 V e a tensão do LED de 2V, o valor mínimo de resistor era de 0,5 k $\Omega$ , mas devido disponibilidade o valor de resistor foi escolhido como 1 k $\Omega$ .

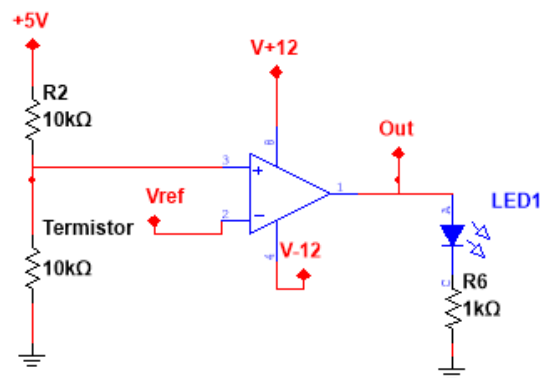


Figura 5 : Amplificador operacional na configuração de circuito comparador com entrada não-inversora ligada ao divisor de tensão e saída conectada a um LED e resistor.

Em seguida, foi necessário estabelecer uma tensão de referência que pudesse ser modificada através de alteração no software para que o hardware pudesse ser mantido e o projeto facilmente adaptável para outras aplicações. Para cumprir essa função, uma saída PWM do Arduino foi utilizada e conectada a um filtro passa-baixa.

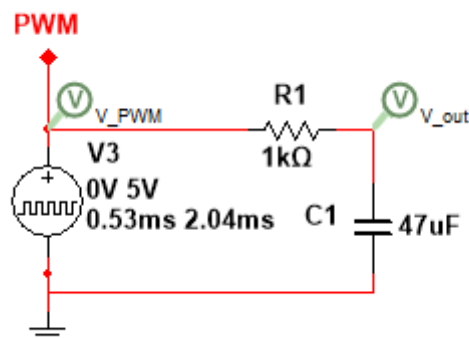


Figura 6 : Diagrama da ligação da saída PWM do Arduino com o filtro passa-baixa.

A saída PWM (Pulse Width Modulation) consiste em uma onda quadrada com dois valores ideais, um deles sendo o desligado, ou 0V, e o outro, o ligado, ou 5V, no caso do Arduino Uno. Nesse arduino a frequência aproximada da maioria dos pinos que possuem essa função é de 490 Hz, de forma que 490 ciclos possam ser realizados em 1 segundo. O que confere ao sinal PWM a sua grande aplicabilidade é a possibilidade de regulação do duty cycle, isso é, a largura do pulso, ou a quantidade do tempo em que o sinal estará no estado ligado durante um ciclo. Dependendo de onde o duty cycle é ajustado ele pode receber valores percentuais onde um duty cycle de 0% representaria um sinal que permanece sempre desligado e um duty cycle de 100% representaria um sinal que permanece sempre ligado.

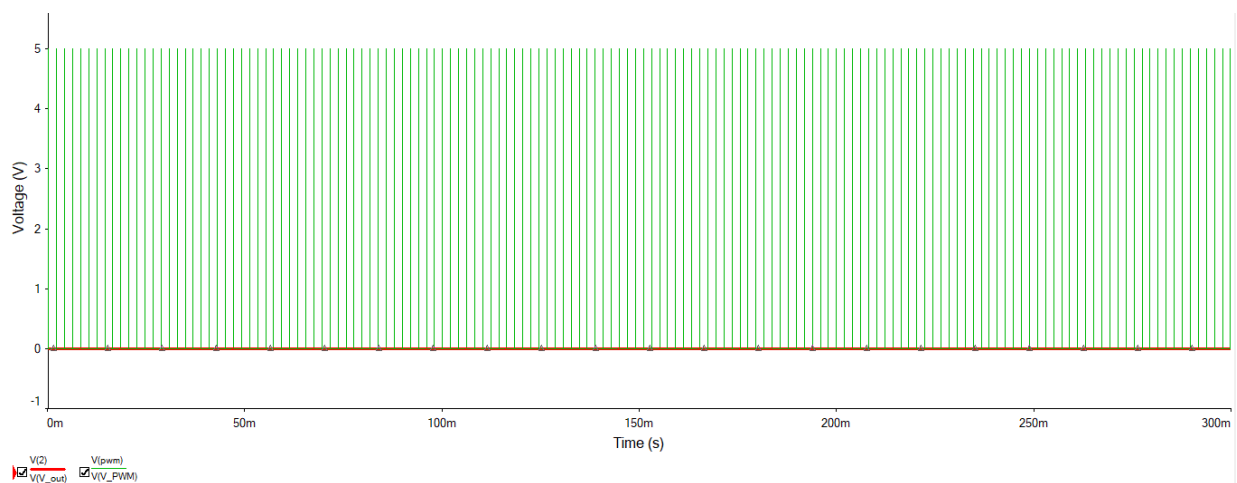


Figura 7 : Resposta do circuito PWM com o filtro passa-baixa, com duty cycle de 0% , curva verde representa a tensão do PWM e a vermelha a tensão de saída do circuito.

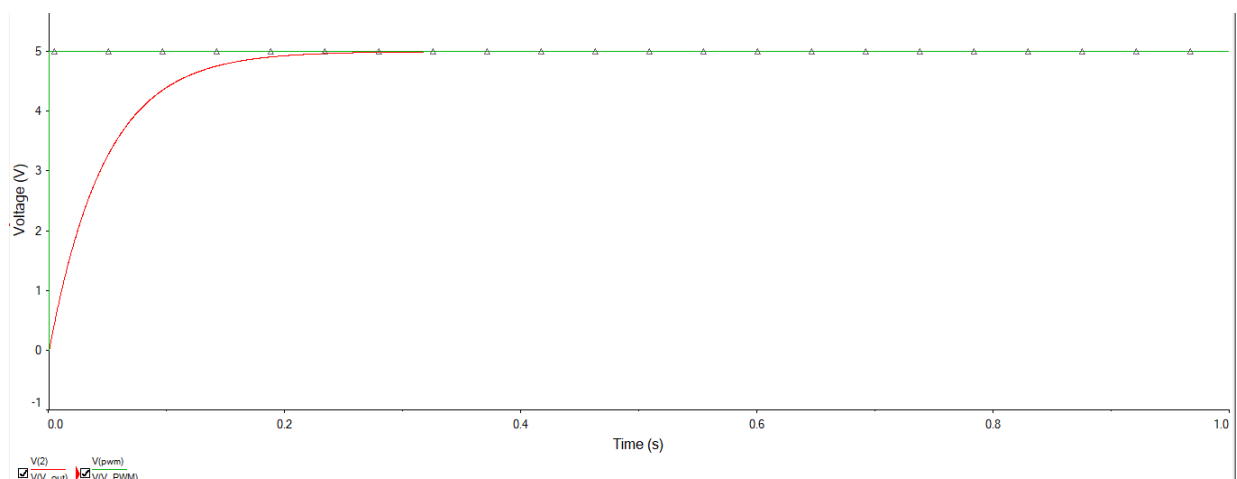


Figura 8 : Resposta do circuito PWM com o filtro passa-baixa, com duty cycle de 100%, curva verde representa a tensão do PWM e a vermelha a tensão de saída do circuito.

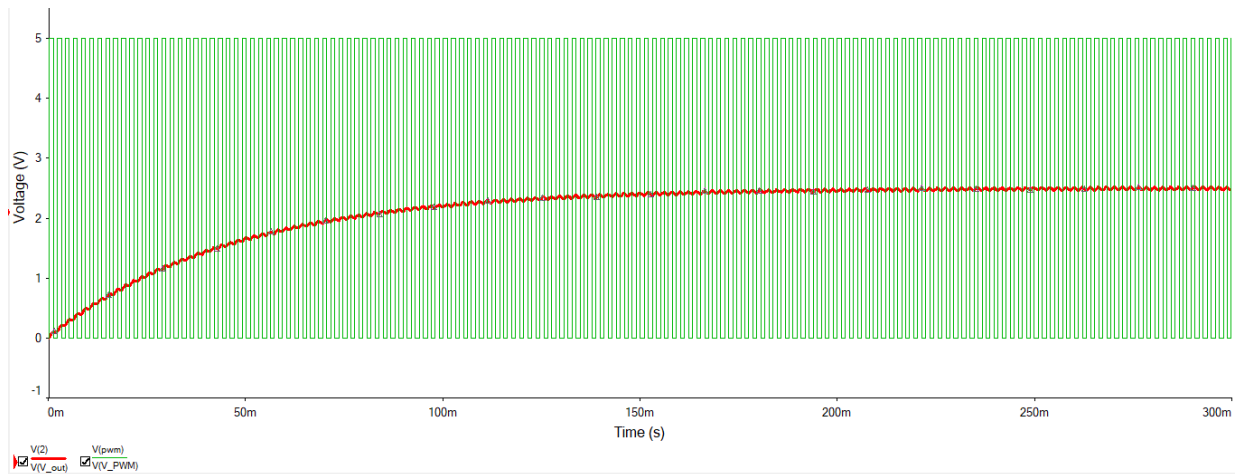


Figura 9 : Resposta do circuito PWM com o filtro passa-baixa, com duty cycle de 50%, curva verde representa a tensão do PWM e a vermelha a tensão de saída do circuito.

O PWM com seu duty cycle ajustável em conjunto com o uso de um filtro passa-baixa é capaz de fornecer um sinal que tenha um nível intermediário. É possível chegar a essa conclusão também buscando entender os componentes presentes em um filtro passa baixa, um resistor em série com um capacitor. No período em que a fonte de alimentação do circuito é ligada e começa a fluir carga pelo circuito, devido a natureza do capacitor de armazenamento de carga, ocorre o início do carregamento do mesmo, quando a fonte é desligada, então o capacitor dá início a alimentação do circuito. Escolhendo um capacitor suficientemente grande, ele não se descarregará totalmente entre dois ciclos consecutivos, fazendo com que a carga seja continuamente acumulada e criando uma tensão parcialmente estabilizada (porém ainda com alguma tensão de ripple) na saída do circuito após alguns ciclos.

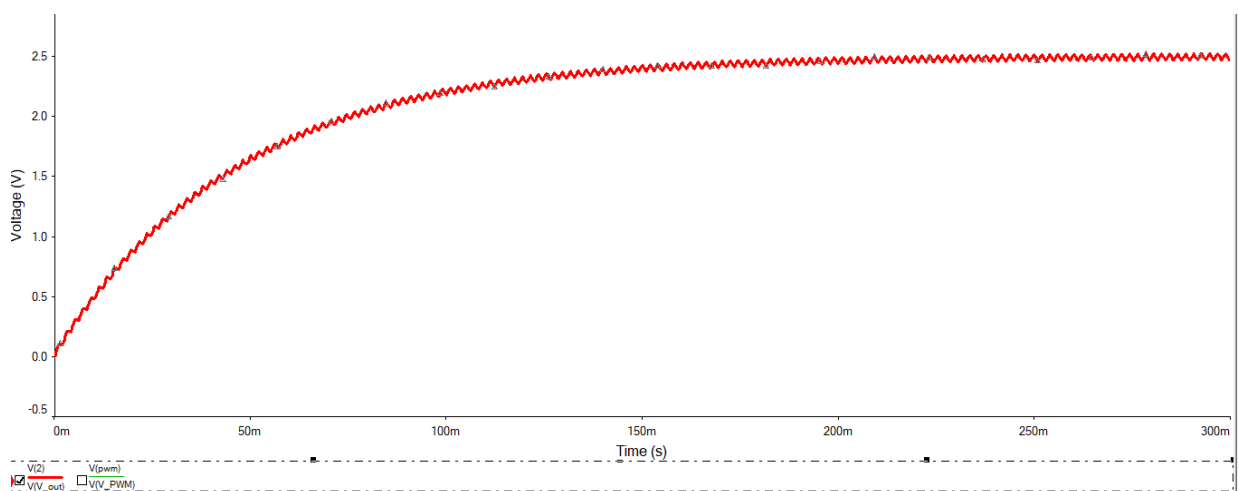


Figura 10 : Resposta do circuito PWM com o filtro passa-baixa, com duty cycle de 50%, com a curva vermelha apresentando a tensão de saída do circuito e evidenciando a tensão de ripple.

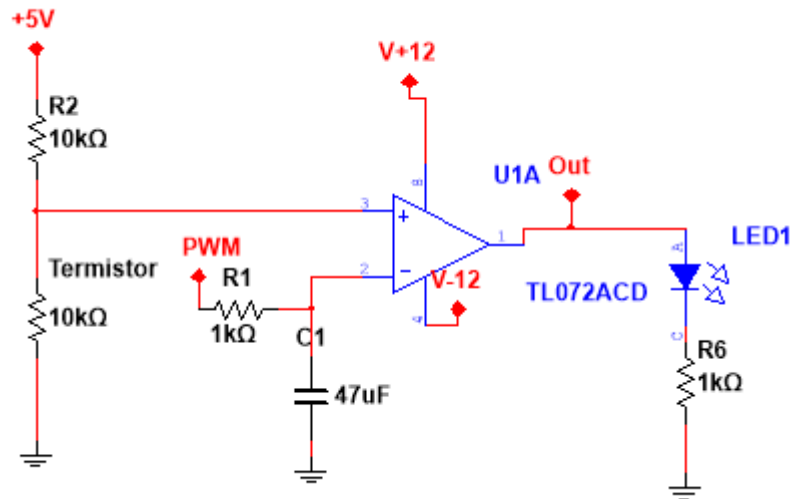


Figura 11 : Diagrama do circuito de condicionamento de sinal.

Dentre todos os componentes supracitados necessários para a realização do projeto, o amplificador operacional se destaca por ser um dos componentes ativos do sistema que necessitam de alimentação. Para a alimentação desses componentes foi adicionada um circuito de fonte simétrica no projeto a qual seria ligada a uma fonte de 24 V, tendo em vista fornecer os níveis de terra, + 12 V e -12V. Sendo que o circuito trata-se simplesmente da tensão de 24 V ligada a um capacitor, para eventuais oscilações na rede em paralelo com um divisor de tensão com valores altos de resistência, visando baixo consumo de corrente o centro do divisor é ligado a um seguidor de tensão e ao terra, estabelecendo os três níveis de tensão supracitados.

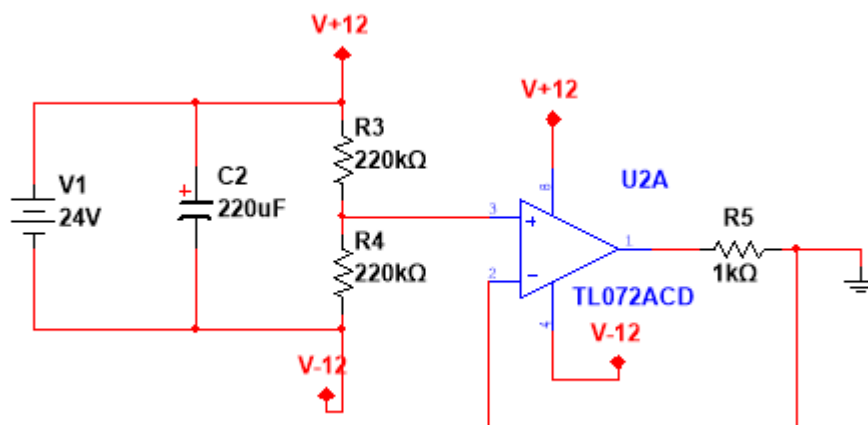


Figura 12 : Diagrama do circuito de fonte simétrica utilizado para alimentação do circuito de condicionamento de sinal.

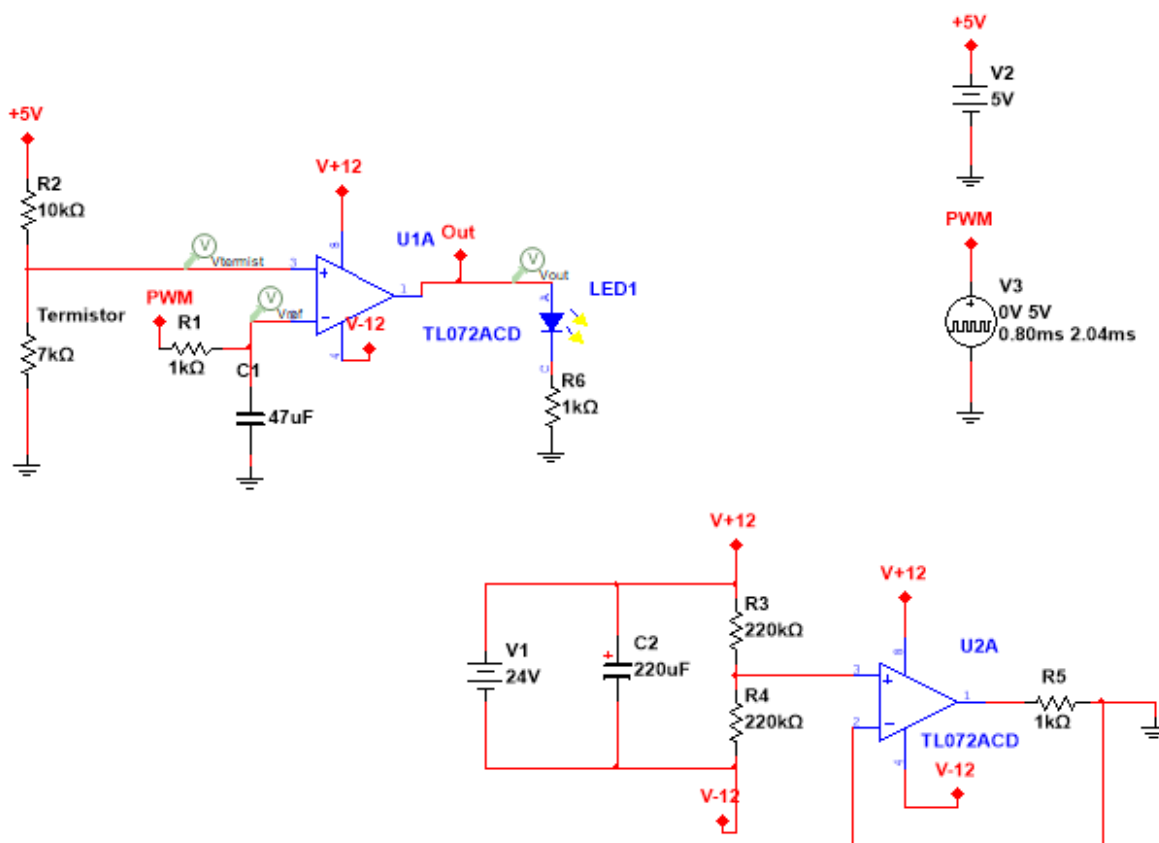


Figura 13 : Diagrama do circuito representando quando o Termistor apresenta o valor de 7 kΩ (indicando uma temperatura ligeiramente inferior a 35°C), LED é representado como aceso.

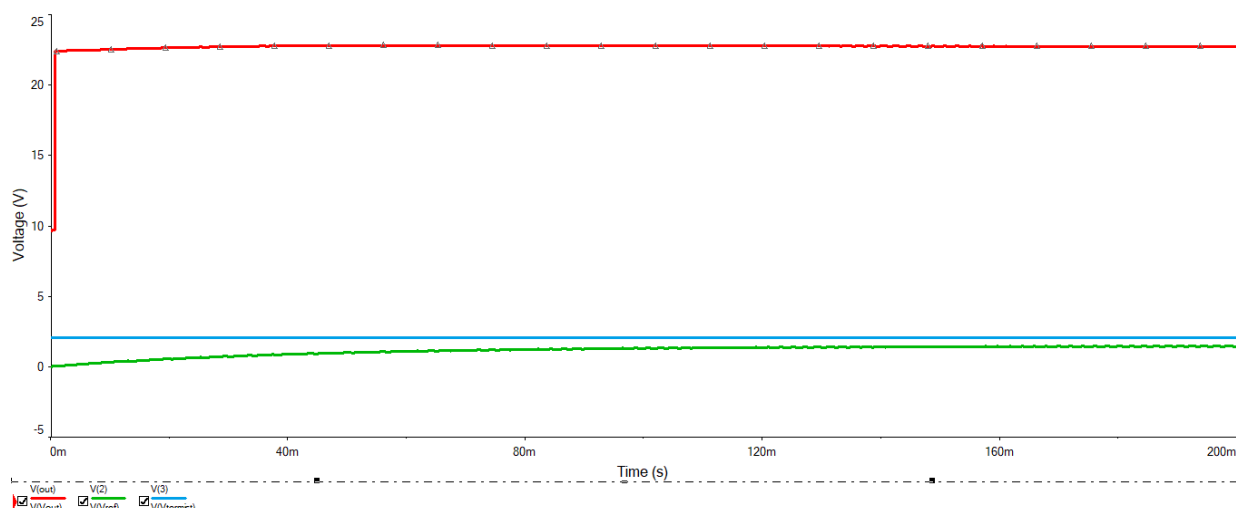


Figura 14 : Simulação do circuito de quando o Termistor apresenta o valor de 7 k $\Omega$  (indicando uma temperatura ligeiramente inferior a 35°C), curva vermelha representa a saída, curva azul o valor de tensão do termistor e curva verde, o valor de referência.

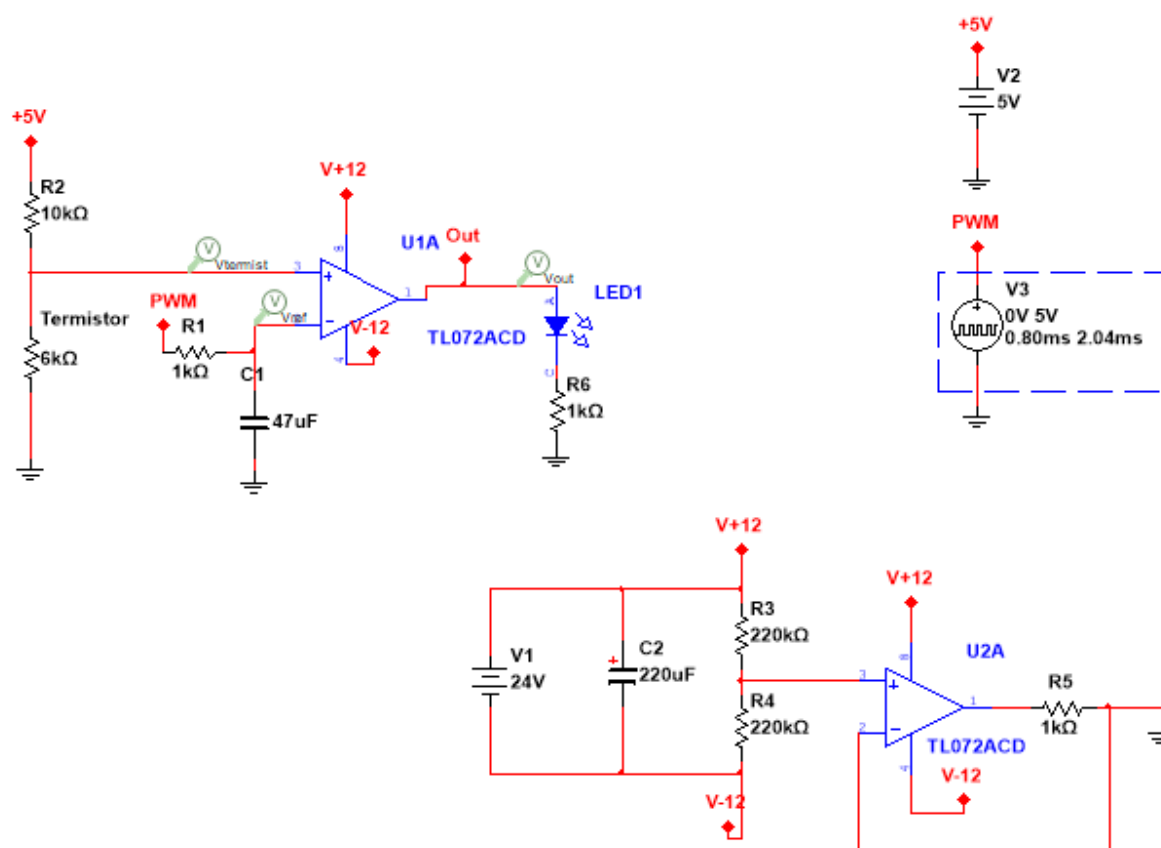


Figura 15 : Diagrama do circuito representando quando o Termistor apresenta o valor de 6 k $\Omega$  (indicando uma temperatura ligeiramente superior a 35°C), LED é representado como apagado.

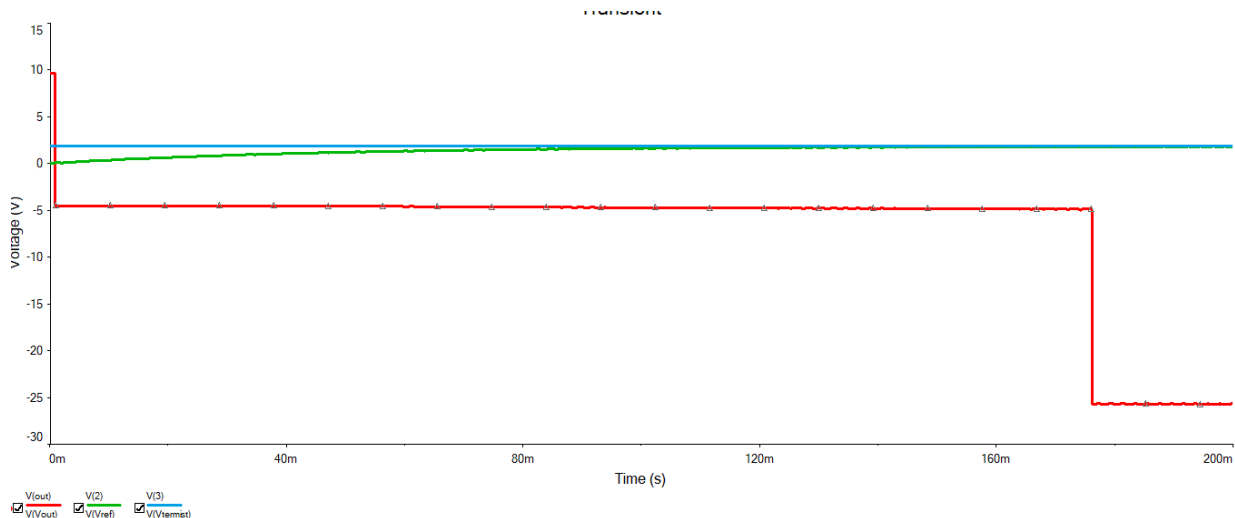


Figura 16 : Simulação do circuito de quando o Termistor apresenta o valor de 6 k $\Omega$  (indicando uma temperatura ligeiramente superior a 35°C), curva vermelha representa a saída, curva azul o valor de tensão do termistor e curva verde, o valor de referência.

As simulações realizadas demonstram o correto funcionamento do projeto, uma vez que quando o valor de resistência é maior - e, consequentemente o valor de tensão do termistor também é maior - há indicação de uma queda da temperatura, causando o acendimento do LED. E, de modo contrário, quando o valor de resistência cai - e, consequentemente, o valor de tensão do termistor também diminui - há indicação de um aumento da temperatura, causando o desligamento do LED amarelo que sinaliza hipotermia.

### 3.3. Procedimento de calibração

O procedimento de calibração foi iniciado considerando o modelo matemático proposto por John S. Steinhart e Stanley R Hart que relaciona os valores de temperatura com valores de resistência, podendo ser considerados três ou quatro coeficientes, de acordo com as equações apresentadas abaixo.

$$T(R)^{-1} = A_1 + B_1 \ln\left(\frac{R}{R_{ref}}\right) + C_1 \left(\ln\left(\frac{R}{R_{ref}}\right)\right)^2$$

$$T(R)^{-1} = A_1 + B_1 \ln\left(\frac{R}{R_{ref}}\right) + C_1 \left(\ln\left(\frac{R}{R_{ref}}\right)\right)^2 + D_1 \left(\ln\left(\frac{R}{R_{ref}}\right)\right)^3$$

O valor de Rref é conhecido como 10 k $\Omega$ , mas também pode ser obtido medindo a resistência do termistor quando submetido a temperatura de 25 °C. Para determinar os

coeficientes  $A_1$ ,  $B_1$  e  $C_1$  basta selecionar outras três situações em que a temperatura e resistência possam ser determinadas.

Conforme discutido anteriormente, como um dos objetivos era que o hardware funcionasse em duas faixas de medição, uma entre 0 °C e 100 °C e outra entre 32°C e 43°C, foram realizadas 5 calibrações diferentes. Na Calibração 0 foram utilizados os valores de quatro coeficientes presentes no datasheet, na Calibração 1 foram utilizados os valores de resistência em 0 °C, 100°C e 35,4 °C para calcular o valor de três coeficientes, enquanto que na Calibração 2 foram utilizados os valores de resistência em 0 °C, 100 °C, 33,9 °C e 41,7°C para calcular 4 coeficientes. Essas duas primeiras calibrações visavam ser utilizadas em aplicações cuja necessidade seria de medir temperaturas entre 0°C e 100°C.

Ao passo que para a Calibração 3 foram utilizados os valores de resistência do termistor em 32,2°C, 37,5°C, 42,5°C para calcular o valor de três coeficientes e, para a Calibração 4, foram utilizados os valores de resistência do termistor em 32,2°C, 34,5°C, 37,5°C, 42,5°C para calcular o valor de quatro coeficientes, essas duas últimas calibrações buscavam realizar a calibração dos coeficientes para utilização do projeto em aplicações da saúde relacionadas ao corpo humano. Abaixo seguem os 4 sistemas de equações elaborados, bem como seus resultados.

Para os valores de 100°C e 0°C foram utilizados sistemas de água e vapor em equilíbrio e água e gelo em equilíbrio respectivamente, para aquisição todas as outras medidas, foi adicionado um termômetro clínico juntamente com o termistor em uma panela grande e com grande volume de água em equilíbrio de temperatura para que as perdas de calor instantâneas não alterassem consideravelmente os valores de temperatura, buscando criar o ambiente mais próximo ao ideal. Sempre que o termômetro clínico soava o alarme sonoro para alertar a finalização da medida era medido o valor de resistência com o multímetro e os valores de temperatura e resistência eram anotados.

- Calibração 1:

$$273,15 A_1 + 273,15 \cdot \ln(33000/10000) \cdot B_1 + 273,15 \cdot \ln^2(33000/10000) \cdot C_1 = 1$$

$$373,15 A_1 + 373,15 \cdot \ln(682/10000) \cdot B_1 + 373,15 \cdot \ln^2(682/10000) \cdot C_1 = 1$$

$$308,55 A_1 + 308,55 \cdot \ln(6730/10000) \cdot B_1 + 308,55 \cdot \ln^2(6730/10000) \cdot C_1 = 1$$

$$A_1 = 3.3432563e-03 \quad B_1 = 2.6025183e-04 \quad C_1 = 4.9214600e-06$$



- Calibração 2

$$273,15 A_1 + 273,15 \ln(33000/10000) * B_1 + 273,15 \ln^2(33000/10000) * C_1 + 273,15 \ln^3(33000/10000) * D_1 = 1$$

$$373,15 A_1 + 373,15 \ln(682/10000) * B_1 + 373,15 \ln^2(682/10000) * C_1 + 373,15 \ln^3(682/10000) * D_1 = 1$$

$$307,05 A_1 + 307,05 \ln(6900/10000) * B_1 + 307,05 \ln^2(6900/10000) * C_1 + 307,05 \ln^3(6900/10000) * D_1 = 1$$

$$314,85 A_1 + 314,85 \ln(5070/10000) * B_1 + 314,85 \ln^2(5070/10000) * C_1 + 314,85 \ln^3(5070/10000) * D_1 = 1$$

$$A_1 = 3.354099e-03 \quad B_1 = 2.619226e-04$$

$$C_1 = -1.584360e-06 \quad D_1 = -2.094466e-06$$

- Calibração 3

$$305,35 A_1 + 305,35 \ln(7520/10000) * B_1 + 305,35 \ln^2(7520/10000) * C_1 = 1$$

$$310,65 A_1 + 310,65 \ln(6010/10000) * B_1 + 310,65 \ln^2(6010/10000) * C_1 = 1$$

$$315,65 A_1 + 315,65 \ln(4920/10000) * B_1 + 315,65 \ln^2(4920/10000) * C_1 = 1$$

$$A_1 = 3.3440885e-03 \quad B_1 = 2.3892993e-04 \quad C_1 = -1.3030307e-05$$

- Calibração 4

$$305,35 A_1 + 305,35 \ln(7520/10000) * B_1 + 305,35 \ln^2(7520/10000) * C_1 + 305,35 \ln^3(7520/10000) * D_1 = 1$$

$$310,65 A_1 + 310,65 \ln(6010/10000) * B_1 + 310,65 \ln^2(6010/10000) * C_1 + 310,65 \ln^3(6010/10000) * D_1 = 1$$

$$315,65 A_1 + 315,65 \ln(4920/10000) * B_1 + 315,65 \ln^2(4920/10000) * C_1 + 315,65 \ln^3(4920/10000) * D_1 = 1$$

$$307,65 A_1 + 307,65 \ln(6830/10000) * B_1 + 307,65 \ln^2(6830/10000) * C_1 + 307,65 \ln^3(6830/10000) * D_1 = 1$$

$$A_1 = 3.360734e-03 \quad B_1 = 3.534920e-04$$

$$C_1 = 2.301034e-04 \quad D_1 = 1.617165e-04$$

Após a realização das quatro calibrações descritas acima, foram implementadas funções para realizar o cálculo de acordo com cada uma das calibrações no arduino e essas funções foram compiladas em uma biblioteca “calc\_temp.h” que pode ser visualizada através do endereço do Git Hub:

[https://github.com/mirelatomazini/InstrumentacaoBiomed/tree/main/instrumentacao\\_projeto](https://github.com/mirelatomazini/InstrumentacaoBiomed/tree/main/instrumentacao_projeto)

### 3.4. Procedimento de medição

O procedimento de medição foi realizado de forma bastante similar ao processo de calibração descrito acima. Primeiramente foi inserido um grande volume de água em uma panela bastante grande para que o sistema pudesse ser considerado menos suscetível a variações de temperatura durante as medições, ou seja, mais próximo ao ideal possível. Então, o conjunto foi levado ao fogo, para aquecimento enquanto sua temperatura era monitorada por um termômetro de banheira e quando o sistema atingiu por volta de 60°C, o fogo foi desligado e começou-se a realizar adição de quantidades de água a temperatura ambiente (23°C na ocasião).

Sempre que alguma quantidade de água em temperatura ambiente era adicionada, o sistema era levemente agitado e eram realizadas medidas da temperatura através dos termômetros à disposição e da resistência. Os valores eram então registrados em uma tabela e armazenados para futura análise.

O processo de aquecimento e resfriamento de água ocorreu três vezes para que fosse possível coletar uma quantidade de dados diversos e testar a reprodutibilidade do procedimento descrito a partir do sistema montado. Ao fim, foram tabulados 33 valores para posterior análise.

### 3.5. Frequência de amostragem utilizada

Partindo do princípio que mesmo que um sinal seja analógico no tempo a sua medição é realizada de forma discretizada, isso é, em um determinado momento ocorre uma medição,

passa-se um período e então é realizada outra medição, de forma que apenas é possível reconstruir o sinal caso a taxa de amostragem seja superior ao dobro da maior frequência presente no sinal original, de acordo com o Teorema da amostragem de Nyquist–Shannon, é de extrema importância saber quantificar a frequência de amostragem utilizada em sistemas de instrumentação para evitar o efeito de aliasing.

Para a determinação da frequência de amostragem, adicionei como a primeira ação do loop a marcação do tempo de início e como última ação a marcação do tempo final, de forma que o tempo de execução do loop do programa pudesse ser facilmente calculado através da subtração entre os dois valores. Importante considerar que esse tempo pode variar de uma execução para outra por conta tendo em vista as características não determinísticas do microcontrolador.

Após a implementação dessas linhas de código, o valor médio de execução do loop observado variou de 116  $\mu$ s e 124  $\mu$ s, como um valor médio de período igual a 120  $\mu$ s. Caso apenas esse valor fosse levado em conta, como a definição de frequência é o inverso do período, a frequência média observada seria de 8333 kHz.

Porém como a minha última linha trata-se de um delay de 10 ms, esse tempo também deve ser considerado e o novo período do sinal passa a ser 10,120 ms, resultando em uma frequência de amostragem de 99 Hz que ainda é uma frequência de amostragem bastante satisfatória, visto que a temperatura do corpo humano apresenta uma frequência muito inferior à metade de 100 Hz.

## **4. Resultados e Análises**

### **4.1. Resultado das medições**

Primeiramente, para tentar apresentar os dados obtidos através das medições, foi realizado o plot de um gráfico, que pode ser observado a seguir.

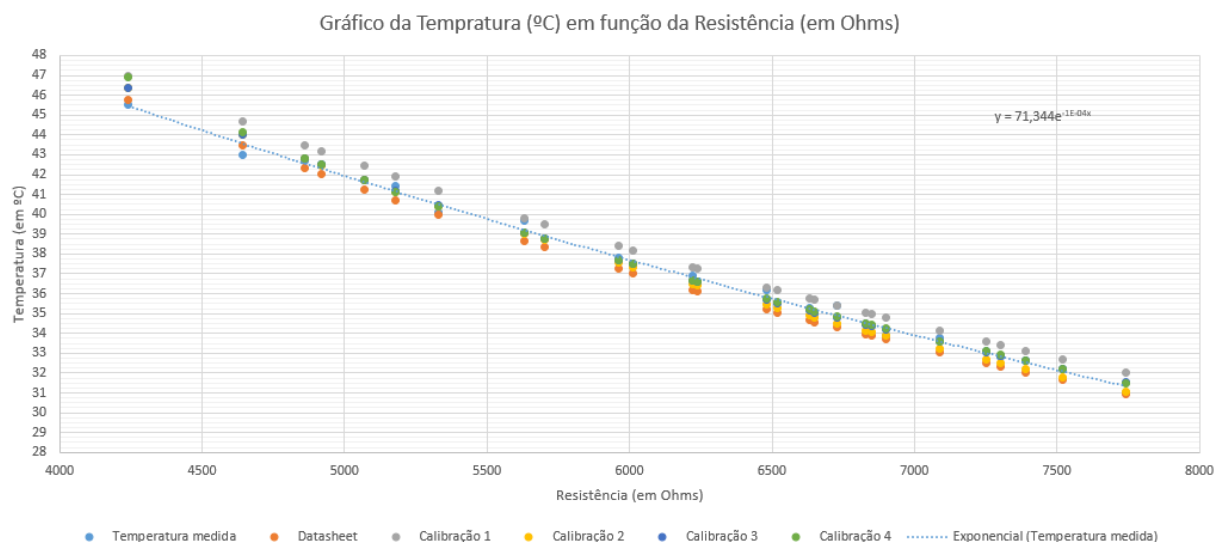


Gráfico 1: Gráfico da Temperatura (°C) em função da Resistência (em Ohms), onde o primeiro conjunto de dados refere-se a temperatura real e cada uma das cores subsequentes corresponde a uma determinada calibração, iniciando pelos valores de coeficientes propostos pelo datasheet.

Porém, infelizmente apenas observado o gráfico não é trivial determinar qual calibração foi aquela que gerou os resultados mais satisfatórios. Então, visando obter uma visão mais estatística a respeito dos dados coletados foram montadas tabelas considerando os erros de cada medida e seus valores médios e desvio padrão dentro dos intervalos de interesse.

Os principais resultados foram apresentados abaixo, mas planilhas com cálculos mais detalhados podem ser consultados através do Git Hub que contém materiais suplementares sobre o desenvolvimento do projeto.

Resistência medida (ohm)	Temperatura °C	T_D (°C)	Erro_D	T_C1 (°C)	Erro_C1
33000	0,0	-0,2749	0,2749	0,0000	0,0000
14760	17,5	16,3300	1,1700	17,0982	0,4018
10050	25,0	24,8861	0,1139	25,8435	0,8435
9020	27,0	27,3725	0,3725	28,3758	1,3758
8250	29,0	29,4515	0,4515	30,4900	1,4900
7740	31,0	30,9537	0,0463	32,0158	1,0158
7520	32,2	31,6368	0,5632	32,7091	0,5091

7390	32,6	32,0512	0,5488	33,1295	0,5295
7300	32,8	32,3430	0,4570	33,4255	0,6255
7250	33,1	32,5069	0,5931	33,5916	0,4916
7090	33,8	33,0400	0,7600	34,1322	0,3322
6900	33,9	33,6911	0,2089	34,7921	0,8921
6850	34,4	33,8659	0,5341	34,9691	0,5691
6830	34,5	33,9362	0,5638	35,0403	0,5403
6650	35,0	34,5796	0,4204	35,6921	0,6921
6630	35,3	34,6523	0,6477	35,7657	0,4657
6730	35,4	34,2912	1,1088	35,4000	0,0000
6520	35,5	35,0568	0,4432	36,1752	0,6752
6480	36,2	35,2058	0,9942	36,3260	0,1260
6240	36,6	36,1223	0,4777	37,2533	0,6533
6220	36,9	36,2005	0,6995	37,3324	0,4324
6010	37,5	37,0391	0,4609	38,1803	0,6803
5960	37,8	37,2437	0,5563	38,3871	0,5871
5700	38,8	38,3400	0,4600	39,4947	0,6947
5630	39,7	38,6449	1,0551	39,8026	0,1026
5330	40,1	40,0024	0,0976	41,1725	1,0725
5180	41,4	40,7141	0,6859	41,8903	0,4903
5070	41,7	41,2512	0,4488	42,4316	0,7316
4920	42,5	42,0054	0,4946	43,1914	0,6914
4860	42,7	42,3144	0,3856	43,5026	0,8026
4640	43,0	43,4860	0,4860	44,6818	1,6818
4240	45,5	45,7880	0,2880	46,9957	1,4957
682	100,0	99,7632	0,2368	100,0000	0,0000

<b>Média Geral</b>	<b>0,518</b>	<b>0,657</b>
Desvio padrão	0,272	0,420
Média entre 32°C e 43°C	0,546	0,619
Desvio padrão	0,248	0,331

Tabela 1 : Valores de resistência e temperatura medidos em comparação com os valores de temperatura calculados utilizando os coeficientes apresentados pelo datasheet (T\_D) e pela Calibração 1 (T\_C1) com seus respectivos erros.

Resistência medida (ohm)	Temperatura °C	T_C2 (°C)	Erro_C2	T_C3 (°C)	Erro_C3	T_C4 (°C)	Erro_C4
33000	0,0	0,0001	0,0001	3,7986	3,7986	-45,1518	45,1518
14760	17,5	16,2260	1,2740	17,9592	0,4592	9,1138	8,3862
10050	25,0	24,8766	0,1234	25,7787	0,7787	24,2475	0,7525
9020	27,0	27,4148	0,4148	28,1178	1,1178	27,4622	0,4622
8250	29,0	29,5438	0,5438	30,0969	1,0969	29,8715	0,8715
7740	31,0	31,0853	0,0853	31,5401	0,5401	31,4905	0,4905
7520	32,2	31,7870	0,4130	32,2000	0,0000	32,2000	0,0000
7390	32,6	32,2129	0,3871	32,6015	0,0015	32,6236	0,0236
7300	32,8	32,5129	0,2871	32,8846	0,0846	32,9191	0,1191
7250	33,1	32,6815	0,4185	33,0438	0,0562	33,0842	0,0158
7090	33,8	33,2299	0,5701	33,5628	0,2372	33,6169	0,1831
6900	33,9	33,9001	0,0001	34,1984	0,2984	34,2598	0,3598
6850	34,4	34,0800	0,3200	34,3694	0,0306	34,4312	0,0312
6830	34,5	34,1524	0,3476	34,4382	0,0618	34,5000	0,0000
6650	35,0	34,8151	0,1849	35,0692	0,0692	35,1268	0,1268

6630	35,3	34,8900	0,4100	35,1407	0,1593	35,1974	0,1026
6730	35,4	34,5180	0,8820	34,7862	0,6138	34,8465	0,5535
6520	35,5	35,3067	0,1933	35,5385	0,0385	35,5889	0,0889
6480	36,2	35,4603	0,7397	35,6852	0,5148	35,7329	0,4671
6240	36,6	36,4051	0,1949	36,5904	0,0096	36,6163	0,0163
6220	36,9	36,4858	0,4142	36,6678	0,2322	36,6916	0,2084
6010	37,5	37,3508	0,1492	37,5000	0,0000	37,5000	0,0000
5960	37,8	37,5618	0,2382	37,7035	0,0965	37,6977	0,1023
5700	38,8	38,6933	0,1067	38,7978	0,0022	38,7639	0,0361
5630	39,7	39,0081	0,6919	39,1032	0,5968	39,0631	0,6369
5330	40,1	40,4099	0,3099	40,4686	0,3686	40,4160	0,3160
5180	41,4	41,1452	0,2548	41,1882	0,2118	41,1426	0,2574
5070	41,7	41,7001	0,0001	41,7328	0,0328	41,7005	0,0005
4920	42,5	42,4793	0,0207	42,5000	0,0000	42,5000	0,0000
4860	42,7	42,7986	0,0986	42,8152	0,1152	42,8336	0,1336
4640	43,0	44,0092	1,0092	44,0145	1,0145	44,1336	1,1336
4240	45,5	46,3878	0,8878	46,3910	0,8910	46,8828	1,3828
682	100,0	100,0001	0,0001	110,2081	10,2081	791,4120	691,4120
<b>Média Geral</b>		<b>0,363</b>		<b>0,719</b>		<b>22,843</b>	

Desvio padrão 0,317 1,840 120,28

Média entre 32°C e 43°C 0,336 0,207 0,208

Desvio padrão 0,264 0,257 0,267

Tabela 2 : Valores de resistência e temperatura medidos em comparação com os valores de temperatura calculados utilizando os coeficientes obtidos através da Calibração 2 (T\_C2), Calibração 3 (T\_C3) e Calibração 4 (T\_C4) com seus erros, respectivos.

#### **4.2. Análise dos resultados**

A análise dos resultados foi feita tendo como base as Tabelas 1 e 2 apresentadas anteriormente. Para a confecção das tabelas, foi criada uma coluna para cálculo do erro para cada calibração, tendo em vista contabilizar o valor de erro absoluto de cada medida, nessa coluna foi feita a subtração do valor real de temperatura do valor de temperatura obtido a partir da calibração respectiva. De maneira, que para cada valor de temperatura tabelado, foi calculado o valor de erro referente a medida para todas as calibrações.

Em seguida, foi feito o cálculo de média e desvio padrão dos erros no intervalo de 0°C a 100°C e média e desvio padrão dos erros considerando o intervalo de 32°C a 43°C e foram obtidos valores para cada calibração.

O objetivo era que a média fosse a menor possível, demonstrando que o valor dos erros eram baixos e o desvio padrão também deveria ser o menor possível, pois assim seria possível garantir que uma maior quantidade de valores apresentassem valores de erro similares, sem muitas discrepâncias.

Para a calibração realizada através dos valores do datasheet, considerando a faixa de 0°C a 100°C o erro na medida foi de 0,52 °C em média tendo desvio padrão de 0,27 °C e, considerando a faixa de 32°C a 43°C o erro na medida foi de 0,55 °C em média e o desvio padrão foi de 0,25 °C.

Para a Calibração 1, considerando a faixa de 0°C a 100°C o erro na medida foi de 0,66°C em média tendo desvio padrão de 0,42 °C e, considerando a faixa de 32°C a 43°C o erro na medida foi de 0,62 °C em média e o desvio padrão foi de 0,33 °C. Demonstrando um resultado pior em relação a utilização dos valores de coeficientes sugeridos pelo datasheet.

Para a Calibração 2, considerando a faixa de 0°C a 100°C o erro na medida foi de 0,36°C em média tendo desvio padrão de 0,32 °C e, considerando a faixa de 32°C a 43°C o erro na medida foi de 0,34 °C em média e o desvio padrão foi de 0,26 °C. Demonstrando um resultado melhor em relação a utilização dos valores de coeficientes utilizados na Calibração 1. Tendo em vista que essa calibração foi realizada levando em conta uma medição a mais e um argumento a mais na modelagem, é compreensível o motivo do melhor desempenho.



Para a Calibração 3, considerando a faixa de 0°C a 100°C o erro na medida foi de 0,72°C em média tendo desvio padrão de 1,84 °C e, considerando a faixa de 32°C a 43°C o erro na medida foi de 0,21 °C em média e o desvio padrão foi de 0,26 °C. Demonstrando um resultado pior que aquele apresentado pela Calibração 2 para a faixa de 0°C a 100°C, porém sensivelmente melhor que o resultado apresentado pela Calibração 2 para a faixa de 32°C a 43°C. Esses resultados são facilmente explicados, uma vez que como o foco das últimas calibrações seria obter uma melhor aproximação na faixa de 32°C a 43°C, foram utilizados valores para calibração nessa faixa, o que causaram uma sensível melhora considerando valores intermediários a esses, porém significante piora considerando o intervalo de 0°C a 100°C, onde o valor da incerteza, do desvio padrão, excede o valor calculado como erro médio, perdendo a relevância do cálculo estatístico.

Por último, para a Calibração 4, considerando a faixa de 0°C a 100°C o erro na medida foi de 22,84°C em média tendo desvio padrão de 120,28 °C e, considerando a faixa de 32°C a 43°C o erro na medida foi de 0,21 °C em média e o desvio padrão foi de 0,27 °C. Demonstrando um resultado muito pior que aquele apresentado pela Calibração 3 em todos os aspectos, apesar de ter utilizado uma equação com mais argumentos. Uma possibilidade para esse fenômeno seria a de que uma das medições utilizadas foi adquirida com uma menor precisão, causando esse efeito de erros bastante grandes.

Portanto, a partir da análise dos resultados obtidos, para uma aplicação no corpo humano ou onde as temperaturas estarão dentro da faixa de 32°C a 43°C seria interessante utilizar a função `calculo_temp_cal3` presente na biblioteca “`calc_temp.h`” mudando apenas uma linha de código do programa desenvolvido que apresenta o menor erro médio e desvio padrão para essa faixa de valores. E, para aplicações cujo interesse estaria na medição de uma maior faixa de valores, entre 0°C e 100°C, seria interessante utilizar a função `calculo_temp_cal2` presente na mesma biblioteca.

Por fim, tendo em vista que o menor erro apresentado para a faixa de 32°C a 43°C foi de 0,21 °C em média e o desvio padrão foi de 0,26 °C, é possível concluir que esse hardware em conjunto com a calibração e software desenvolvidos cumprem seu papel no que diz respeito a constituição de um sensor de hipotermia.

## **5. Conclusão**

É possível concluir que com esse projeto e relatório os objetivos propostos foram cumpridos, visto que foi possível elaborar o projeto tendo como base os conhecimentos desenvolvidos em instrumentação, bem como foram realizadas simulações e essas foram

analisadas criticamente tendo em vista suas implicações práticas para o projeto, além de também terem sido desenvolvidas análises satisfatórias frente aos resultados obtidos a partir dos quais é possível afirmar que o projeto apesar de ainda possuir espaço para aprimoramento desde com a utilização de componentes de precisão quanto melhorando o circuito de condicionamento de sinal, o circuito desenvolvido pode ser aplicado na fase em que se encontra para realização de medições clínicas devido ao valor dos erros não se apresentarem tão elevados.

## 6. Referências Bibliográficas

- [1] Alexander, Charles, K. e Matthew N. O. Sadiku. **Fundamentos de Circuitos Elétricos com Aplicações**. 5ª. Edição. Grupo A, 2013.
- [2] GUYTON, A.C. e Hall J.E.– **Tratado de Fisiologia Médica**. Editora Elsevier. 13ª ed., 2017 .
- [3] BRUNA, M.H. V. – **Cuidados com a saúde em lugares frios**. Publicado em 10 de janeiro de 2013. Revisado em: 11 de agosto de 2020. Disponível em:  
<<https://drauziovarella.uol.com.br/cardiovascular/medicina-para-viagem-ii-exposicao-a-o-frio/>> Acesso em: 09 de agosto de 2021.
- [4] Brito, Fábio. **Sensores e atuadores** 1ª edição. Disponível em: Minha Biblioteca, Editora Saraiva, 2019.
- [5] Silva, O. L.; **Sensores de Temperatura e Concentração de Gases: termistor, termopar, sensor de temperatura de estado sólido** - Disciplina ESTB021-17 – Sensores Biomédicos - Engenharia Biomédica, CECS Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas da Universidade Federal do ABC. 2020
- [6] Cipelli, Antonio Marco, V. et al. **Teoria e Desenvolvimento de Projetos de Circuitos Eletrônicos**. Disponível em: Minha Biblioteca, (23rd edição). Editora Saraiva, 2008.