

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DAELN - DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA  
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA

JOÃO GABRIEL VERONEZI CRESPIM

**TERMÔMETRO PARA ESTIMATIVA DA TEMPERATURA  
DO TECIDO ORGÂNICO EM PROFUNDIDADE, APÓS  
FAÍSCA ELETROCIRÚRGICA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA  
2019

JOÃO GABRIEL VERONEZI CRESPIM

**TERMÔMETRO PARA ESTIMATIVA DA TEMPERATURA  
DO TECIDO ORGÂNICO EM PROFUNDIDADE, APÓS  
FAÍSCA ELETROCIRÚRGICA**

Proposta de Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de Engenheiro.

Orientador: Bertoldo Schneider Jr.  
DAELN - Departamento Acadêmico de Eletrônica -UTFPR

CURITIBA  
2019

JOÃO GABRIEL VERONEZI CRESPIM

**TERMÔMETRO PARA ESTIMATIVA DA TEMPERATURA DO TECIDO  
ORGÂNICO EM PROFUNDIDADE, APÓS FAÍSCA  
ELETROCIRÚRGICA**

Este Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação foi apresentado como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Eletrônico, do curso de Engenharia Eletrônica do Departamento Acadêmico de Eletrônica (DAELN) outorgado pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). O aluno foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

Curitiba, 28 de novembro de 2019.

---

Prof. Dr. Robinson Vida Noronha  
Coordenador de Curso  
Engenharia Eletrônica

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Carmen Caroline Rasera  
Responsável pelos Trabalhos de Conclusão de Curso  
de Engenharia Eletrônica do DAELN

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Bertoldo Schneider Jr.  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Orientador

---

Prof. Dr. Rubens Alexandre de Faria  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

---

Prof. Me. Luiz Fernando Copetti  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Aos meus pais, pela paciência e dedicação em minha educação.

Aos meus avós, pelo carinho e zelo.

Ao meu amor, por estar sempre ao meu lado e me dar o suporte necessário para essa jornada.

Aos meus amigos e mestres que me ensinaram tudo o que puderam durante minha caminhada.

A todos aqueles que vieram, passaram ou ficaram, desejo a todos o meu mais sincero obrigado.

“A page turns. Destiny continues to walk.”

— Neil Gaiman

## RESUMO

CRESPIM, João. TERMÔMETRO PARA ESTIMATIVA DA TEMPERATURA DO TECIDO ORGÂNICO EM PROFUNDIDADE, APÓS FAÍSCA ELETROCIRÚRGICA. 2019. 30 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Eletrônica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

A eletrocirurgia é uma técnica amplamente utilizada pela medicina em todos os tipos e estilos de cirurgia. Apesar de quase centenária(MASSARWEH; COSGRIFF; SLAKEY, 2006), diversas questões que permeiam essa técnica permanecem sem resposta. Esse trabalho representa um passo em direção ao melhor entendimento da relação entre a energia consumida pela eletrocirurgia e a energia útil utilizada nos processos físico-químicos. Um dos fenômenos que participam da faísca é a elevação da temperatura do tecido. Para otimizar a transferência de energia e diminuir a parcela convertida em calor faz-se necessário medir a temperatura(GRANDE, 2014) do tecido orgânico após a aplicação da faísca eletrocirúrgica. Assim um hardware foi desenvolvido de modo a suprir essa necessidade. O sistema desenvolvido constitui-se de uma unidade de controle e processamento. Nessa prova de conceito foi utilizada a plataforma de desenvolvimento Arduíno para captar e processar as medidas, em conjunto com uma malha sensora para temperatura, e um software para receber as informações no computador e mostrar ao usuário. A metodologia para a medição da temperatura no tecido consiste em se executar uma incisão no local em que se deseja fazer a medição. Em cada incisão foi introduzido um elemento da matriz, tornando possível medir a temperatura local do tecido após a aplicação da faísca eletrocirúrgica. A resposta obtida é demonstrada em uma curva de temperatura versus tempo para cada elemento sensor da matriz. Estes resultados possibilitam inferir o gradiente temporal da distribuição de calor no tecido, possibilitando o estudo da energia dissipada no tecido pela aplicação da faísca eletrocirúrgica.

**Palavras-chave:** Termometria, arduino, sensores, Faísca, Eletrocirurgia.

## ABSTRACT

CRESPIM, João. Thermometer to Measure Temperature in Organic Tissues after an Electrosurgical Spark. 2019. 30 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Eletrônica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

Electrosurgery is largely used in the world for all kind of surgeries. Despite almost a century of technology, several questions about electrosurgery remain unanswered. This work represents one step to understand the relation of energy delivered by the electrosurgical unit to the tissue and its physical action. In the need of collecting the temperature inside a tissue during an electrosurgical spark an equipment was developed to suppress this necessity. The system constitutes in a hardware, built using the Arduino® platform, to process the measures, in conjunction with a net of thermistors, as the sensors, and a software to collect all received data. The methodology behind the usage of this item consists in making an incision where the Thermistor sensors matrix sensing element is introduced inside the tissue turning possible the measurement of the internal temperature after the electrosurgical unit is used on the tissue. The response captured is a curve of temperature in time for each sensing element allowing inferring a heat dispersion gradient on a tissue. Results shown that the device can measure the temperature into the tissue after the electrosurgical active electrode deliver energy to it, allowing its use for study of electrosurgery energies.

**Keywords:** Electrosurgical, Thermometer, Temperature.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Figura demonstrativa do método em V . . . . .	11
Figura 2 – Modelo do sistema com os elementos que o compõem . . . . .	13
Figura 3 – Arquitetura do sistema . . . . .	14
Figura 4 – Gráfico da temperatura x tempo e gráfico da Transformada Rápida de Fourier . . . . .	16
Figura 5 – Arduino UNO . . . . .	17
Figura 6 – Curva de Resistência pela temperatura . . . . .	20
Figura 7 – Diagrama esquemático da malha sensora . . . . .	21
Figura 8 – Diagrama UML do <i>Firmware</i> . . . . .	23
Figura 9 – Diagrama de estados e transições . . . . .	25
Figura 10 – Distribuição dos elementos sensores no tecido . . . . .	26
Figura 11 – Gráfico da Temperatura x Tempo . . . . .	27
Figura 12 – Gráfico da Variância e do Desvio Padrão distribuída em intervalos de tempo de 5 segundo . . . . .	27



## SUMÁRIO

<b>1 – INTRODUÇÃO</b>	<b>9</b>
1.1 Objetivos	10
1.1.1 Objetivos gerais	10
1.1.2 Objetivos específicos	10
1.2 Justificativa	10
1.3 Organização	10
<b>2 – METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA</b>	<b>11</b>
2.1 Método em V	11
2.2 Conceito de operação	12
2.3 Requisitos do sistema	12
2.4 Projeto do sistema com alta nível de abstração	12
2.5 Metodologia de cortes com bisturi eletrônico	15
2.6 Metodologia de escolha dos componentes do sistema	15
2.6.1 Microcontrolador	15
2.6.2 Malha de Sensores	17
2.6.2.1 Tipos de sensores de temperatura	17
2.6.2.1.1 Termopares	17
2.6.2.1.2 RTDs ( <i>Resistance temperature detectors</i> )	18
2.6.2.1.3 Interruptores Bimetálicos	18
2.6.2.1.4 Sensores de temperatura por infravermelho	18
2.6.2.1.5 Termistores	18
2.6.2.2 Isolamento elétrico e impermeabilização	19
2.6.2.3 Calibração dos sensores	19
2.6.3 Circuito para aquisição dos dados dos sensores	20
2.6.4 <i>Firmware</i>	22
2.6.4.1 Requisitos de <i>Firmware</i>	22
2.6.4.2 Diagramas do estados e transição de <i>Firmware</i>	22
2.6.5 <i>Software</i>	24
2.6.5.1 Requisitos de <i>Software</i>	24
2.6.5.2 Diagramas do <i>software</i>	24
<b>3 – TESTES E RESULTADOS</b>	<b>26</b>
<b>4 – CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>28</b>
<b>Referências</b>	<b>29</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Durante a electrocirurgia, um gradiente térmico é transferido ao tecido através de um eletrodo metálico. Um sinal cujas componentes estão entre 300 kHz e 5 MHz, com tensões de pico acima de 200 Vp (NBR-IEC. . . , 2013) e correntes da ordem de centenas de miliamperes. Esta corrente elétrica passa através do tecido, entre a ponta ativa do eletrodo e uma larga placa metálica. No exato ponto em que o eletrodo ativo entrega a energia, a ablação do tecido ocorre devido à densa concentração de corrente elétrica. A frequência do sinal aplicado é elevada para evitar a área de eletroestimulação (DALZIEL, 1973) e são aplicados 200 Vp, pois essa é a mínima tensão necessária para promover a faísca electrocirúrgica(SCHNEIDER B.; ABATTI, 2008). As ações causadas pela electrocirurgia podem promover o corte no tecido, coagulação, dessecação e a fulguração. O primeiro é usado para cortar e separar o tecido, a coagulação, a dessecação e a fulguração estão relacionadas com o processo de homeostase(GRANDE, 2014).

O primeiro uso de um equipamento electrocirúrgico em um cirurgia ocorreu no dia primeiro de outubro de 1926, em que Harvey Cushing usou um gerador para remover uma massa da cabeça de um paciente, no hospital Peter Bent Brigham, em Boston, Massachusetts (MASSARWEH; COSGRIFF; SLAKEY, 2006). Desde então, as técnicas e tecnologias por trás da electrocirurgia evoluíram, tornando a unidade electrocirúrgica menor, mais leve, eficiente e segura. Diversas questões, entretanto, permeiam essa área e que perduram por séculos. Uma dessas questões é como a energia é distribuída entre ablação, vaporização de água (elevação da temperatura da água de forma rápida o suficiente para ser completamente vaporizada), aquecimento do ar, aquecimento do tecido orgânico, pela emissão de luz e som durante a electrocirurgia.

Obter o conhecimento dos fenômenos físicos e suas parcelas na composição da energia entregue ao tecido, possibilitaria a construção de aparelhos electrocirúrgico mais inteligentes, eficientes, com a utilização da melhor relação tensão-corrente a fim de maximar a escarificação pós-cirúrgica ou com o menor consumo de energia para determinada cirurgia. O estudo da distribuição de calor no tecido e a parcela da energia elétrica que é convertido na forma de calor são tópicos importantes para serem respondidos a fim de responder algumas das questões em aberto na área da electrocirurgia (GRANDE, 2014).

Para ajudar a entender qual parcela da energia será fornecida ao tecido orgânico após uma faísca electrocirúrgica, foi desenvolvido um sistema utilizando-se o processo em V. Esse sistema é composto por um *hardware*, constituído de um microcontrolador e uma malha de termistores, por um *firmware*, para coletar e analisar e os dados obtidos pelos sensores, e também por um *software*, para armazenar e mostrar as informações ao usuário desse dispositivo. O processo por trás do uso desse equipamento consiste em fazer incisões no local em que cada um dos termistores da malha deverá ser colocado no tecido, tornando

possível a leitura da temperatura interna no tempo para cada elemento da rede, sendo assim possível inferir um gradiente de dispersão de calor no tecido.

## 1.1 Objetivos

### 1.1.1 Objetivos gerais

Os objetivos gerais desse trabalho é desenvolver um sistema composto por um *hardware*, *firmware*, *software* e um rede de sensores, capaz de estimar a temperatura dentro de tecidos orgânicos, após a aplicação de uma faísca eletrocirúrgica.

### 1.1.2 Objetivos específicos

1. O sistema deve medir temperatura
2. O sistema deve ser capaz de ser imerso em tecidos orgânicos e operar normalmente
3. O sistema deve possuir um microcontrolador de baixo custo
4. O sistema deve possuir um microcontrolador de baixo consumo energético
5. O sistema deve possuir um microcontrolador com ADC integrado
6. O sistema deve ser capaz de gravar as informações medidas
7. O sistema não pode ficar inoperante devido às interferências causadas pela emissão da faísca eletrocirúrgica
8. O sistema deve ser capaz de se conectar com computador
9. O sistema deve possuir um mecanismo de início de captura dos dados
10. O sistema deve possuir um mecanismo de finalização de captura dos dados

## 1.2 Justificativa

Permitir à comunidade científica pesquisar por respostas para questões ainda em aberto na área da eletrocirurgia, por exemplo, quanto é a parcela da energia dissipada pela faísca para aquecer o tecido orgânico(GRANDE, 2014).Podendo, dessa forma, otimizar a energia entregue ao tecido orgânico por parte dos fabricantes de bisturis eletrônicos.

## 1.3 Organização

Este documento trará uma introdução a processos de desenvolvimento de sistemas, passando por uma explicação pelo método empregado neste projeto e trará capítulos para cada parte mais complexa do método( projeto do sistema e validação do sistema) e encerra-se o documento com as considerações finais do autor sobre o planejamento, desenvolvimento e execução desse sistema.

## 2 METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA

A fim de desenvolver um sistema capaz de medir temperatura em profundidade em um tecido orgânico após uma faísca eletrocirúrgica, é necessário o entendimento dos fenômenos físico-químicos que o permeiam e que o caracterizam. Para isso foi utilizado o método em V (TRUYTS et al., 2017) que permite o teste, de forma mais efetiva, do conceito, dos requisitos do design e da implementação. Outra razão da adoção do método em V é a ampla utilização na indústria.

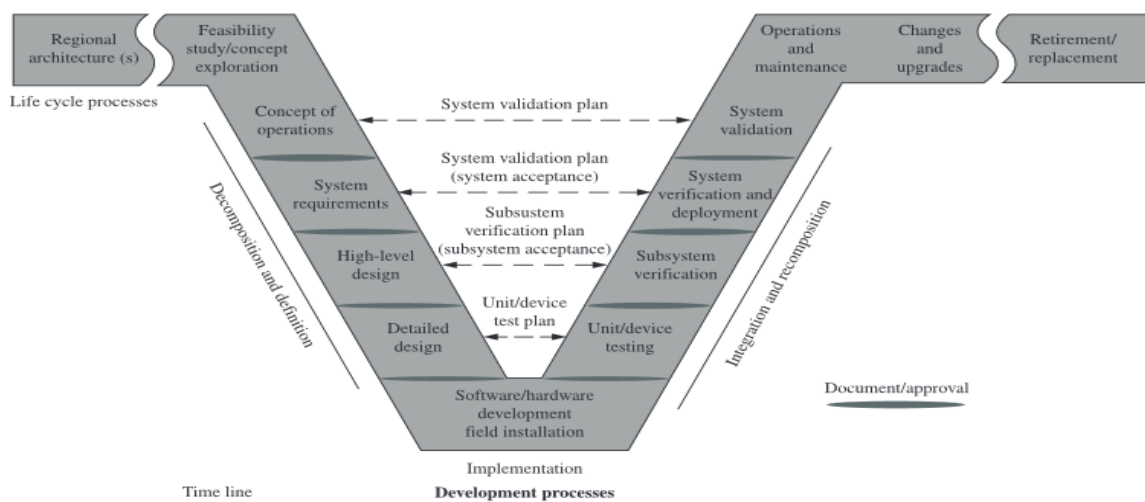
Abaixo, o método em V é explicado e o sistema proposto é descrito.

### 2.1 Método em V

O método em V consiste em etapas consecutivas, ou seja, necessita que suas etapas seja seguidas uma depois das outras, não havendo possibilidade de paralelismo, uma vez que cada etapa depende da anterior (TRUYTS et al., 2017).

Primeiramente elabora-se um conceito inicial do sistema. Nesta fase, define-se o que será e qual a sua finalidade. Depois planeja-se quais são os requisitos do sistema, ou seja, o que ele precisará fazer e a forma como ele precisará ser executado. Em seguida, compõe-se um modelo abstrato do sistema. Nessa etapa é esboçado um diagrama contendo os elementos presentes e os que o circundam. A próxima etapa é o detalhamento do sistema, contendo a relação entre os elementos desse sistema e a forma como eles se relacionam. Para, então, implementar esse modelo. As etapas subsequentes são testes e validações das etapas anteriores, como ilustrado na Figura 1

Figura 1 – Figura demonstrativa do método em V



## 2.2 Conceito de operação

O conceito de operação de um sistema é a abstração do que deve ser feito, dessa forma, o conceito de operação do sistema proposto deve medir a temperatura em um ponto interno ao tecido orgânico, após a aplicação de uma faísca eletrocirúrgica.

## 2.3 Requisitos do sistema

Com o conceito do projeto definido, levanta-se os requisitos do sistema, enumerados a seguir.

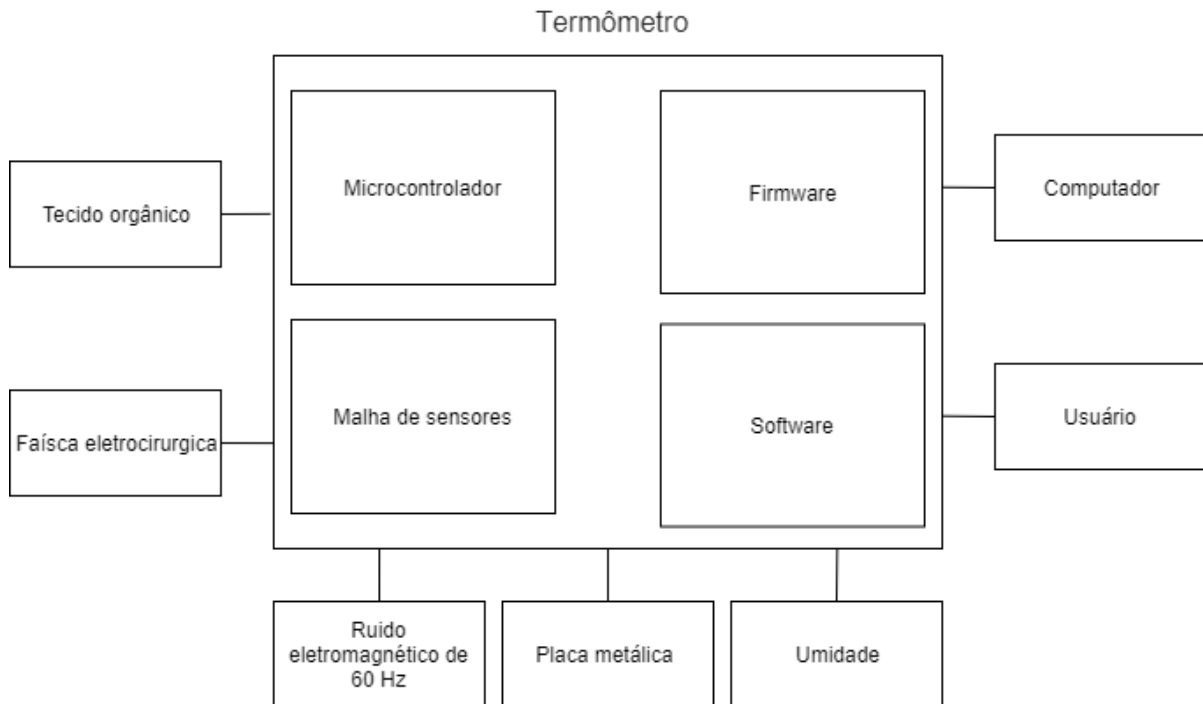
1. O sistema deve possuir uma malha de cinco sensores de temperatura
2. O sistema deve ter os sensores eletricamente isolados do meio
3. O sistema deve ter sensores capazes de medir a temperatura pontualmente
4. O sistema deve ter os sensores impermeabilizados
5. O sistema deve possuir um microcontrolador com ADC integrado
6. O sistema deve possuir em seu microcontrolador um firmware para captura dos dados coletados pelo sensores
7. O sistema deve possuir em seu microcontrolador um firmware para interpretação dos dados coletados pelo sensores
8. O sistema deve possuir em seu microcontrolador um firmware para enviar à um computador os dados coletados pelo sensores
9. O sistema deve ser capaz de gravar as informações medidas
10. O sistema não pode ficar inoperante devido às interferências causadas pela emissão da faísca eletrocirúrgica
11. O sistema deve mostrar para o usuário as informações medidas
12. O sistema deve possuir marcação temporal de cada medida
13. O sistema deve ser não destrutivo após o uso
14. O sistema deve fazer uso de uma plataforma aberta de desenvolvimento
15. O sistema deve poder ter os sensores entrando em contato com placas metálicas e não sofrer curto-circuito
16. O sistema deve ser capaz de ter seus sensores imersos em soluções salinas e ainda operar normalmente
17. O sistema deve ser capaz de ter seus sensores imersos em água e ainda operar normalmente

## 2.4 Projeto do sistema com alta nível de abstração

O passo seguinte deste projeto, após o conhecimento de todos os requisitos, é estabelecer um design do sistema, dotado de uma alta nível de abstração. De modo que os diagramas que contenham todos os elementos que compõem esse sistema e os elementos que

o circundam, de forma a possibilitar implementar esses componentes em etapas futuras.

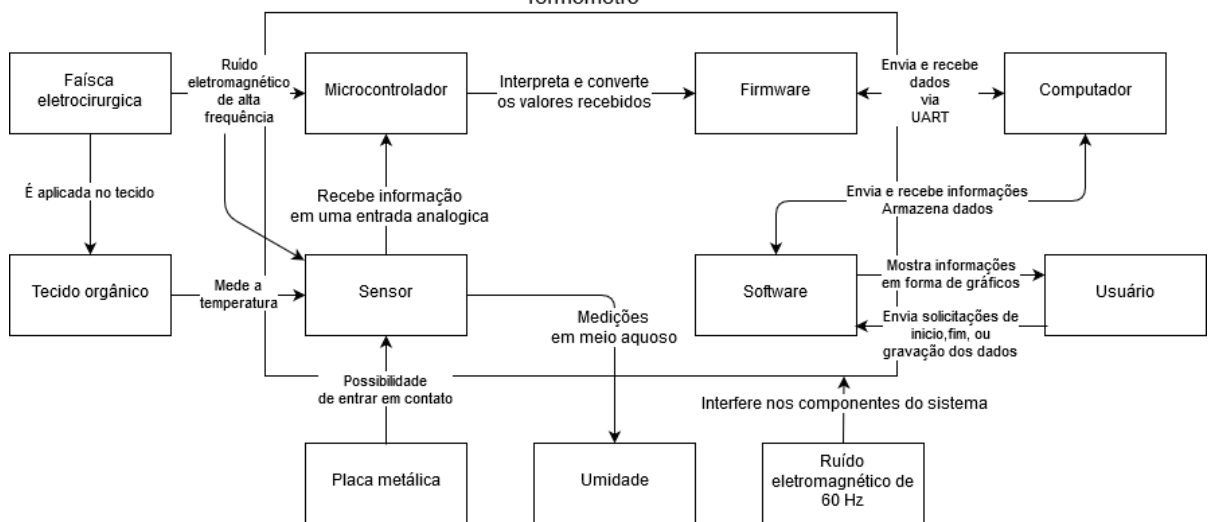
Figura 2 – Modelo do sistema com os elementos que o compõem



Fonte: Autoria própria

No modelo da Figura 2, é mostrada a arquitetura do sistema. Nela inclui-se as relações presentes entre os elementos que foram incluídos no modelo do sistema, com base nos requisitos apresentados em 2.3. A arquitetura do sistema permite que as funções e funcionalidades dos componentes sejam descritas de forma mais precisa, otimizando o tempo de planejamento e implementação.

Figura 3 – Arquitetura do sistema  
Termomêtro



Fonte: Autoria própria

## 2.5 Metodologia de cortes com bisturi eletrônico

Todos os cortes feitos com bisturi eletrônico, os quais geraram as faíscas presentes neste documento, seguem o método a seguir:

1. O corte deve ser feito a partir do gerador de sinais eletrocirúrgico caracterizado conforme descrito em (BERNARDI, 2007)
2. O corte deve ser feito com o gerador de sinais eletrocirúrgico presente no laboratório BIOTA da Universidade Tecnológica Federal do Paraná
3. O corte deve possuir duração de faísca de 3 segundos
4. O corte deve possuir tamanho de 4 centímetros

## 2.6 Metodologia de escolha dos componentes do sistema

Com base na arquitetura descrita na Figura 3, escolhe-se os componentes do sistema de forma sistemática conforme a necessidade de cada elemento do sistema. A metodologia aplicada na escolha do microcontrolador, sensores, firmware, software, segue:

### 2.6.1 Microcontrolador

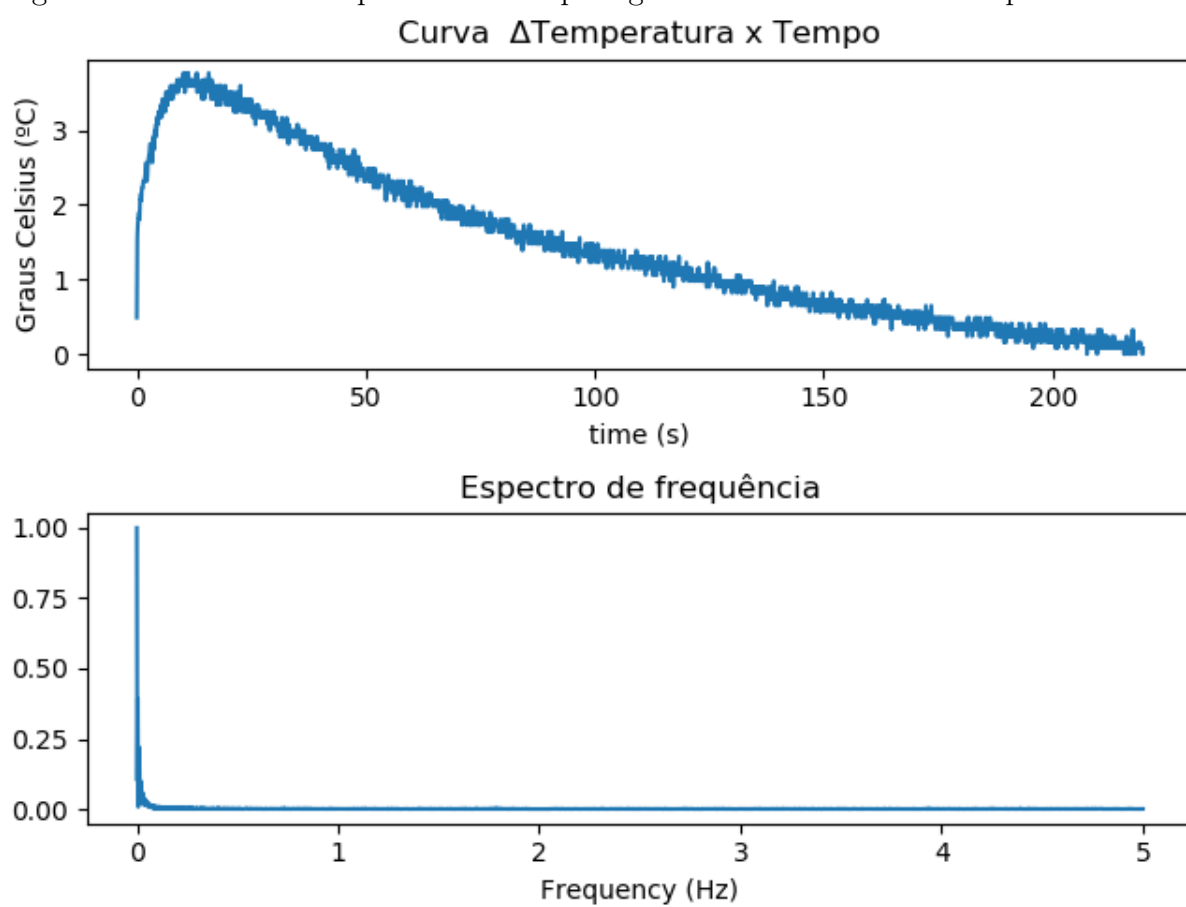
A fim de selecionar apropriadamente um microcontrolador que atenda os requisitos do sistema, precisa-se entender os fenômenos físicos descritos pela arquitetura, uma vez que deve-se amostrar os eventos relacionados segundo o teorema da amostragem de Nyquist-Shannon (SHANNON, 1949).

Como a superfície do tecido é a parte que recebe diretamente a transferência de calor, ela também é a parte que possui a maior variação térmica. Assim, mediu-se a variação de temperatura no ponto de aplicação da faísca na parte externa do tecido, primeiramente, com um tempo de amostragem de  $t=100\text{ms}$ .

A Figura 4 mostra a variação de temperatura, em segundo, e o espectro de frequência da parte positiva normalizada da Transformada Rápida de Fourier (FFT).



Figura 4 – Gráfico da temperatura x tempo e gráfico da Transformada Rápida de Fourier



Fonte: Autoria própria

Pelo espectro de frequência, a temperatura é dissipada no tecido com baixa frequência, dessa forma, a frequência de amostragem não é um agente limitante ao selecionar um microcontrolador apropriado.

Como descrito nos requisitos do sistema, o microcontrolador selecionado deve possuir baixo custo e possuir um ADC integrado. Por isso, escolheu-se o microcontrolador Arduino uno, como mostrado na Figura 5.

Figura 5 – Arduino UNO



Fonte: (ARDUINO..., 2019)

## 2.6.2 Malha de Sensores

Como especificado nos requisitos do sistema, o projeto deve possuir uma malha de sensores capaz de medir a temperatura em profundidade de um tecido orgânico após uma faísca eletrocirúrgica. Para isso, é necessário um sensor de temperatura revestido por um isolante elétrico, impermeabilizado e, por fim, calibrado.

### 2.6.2.1 Tipos de sensores de temperatura

Sensores de temperatura são subdivididos em 5 tipos (TEMPERATURE..., 2019), conforme suas características construtivas e a correlação de fenômenos físicos envolvidos.

#### 2.6.2.1.1 Termopares

Termopares, como o nome sugere, são constituídos por um par de fios metálicos fundidos em uma das extremidades, nesses sensores a diferença de eletronegatividade gera

diferença de potencial elétrico que é influenciado pela temperatura na junção entre os metais(??).

Como os requisitos do sistema determinam que o sensor deve ser capaz de imergir em solução salina e como esse tipo de sensor é altamente sensível à corrosão, devido a ser constituído de um par metálico, esse tipo de sensor de temperatura não será utilizado nesse trabalho.

#### 2.6.2.1.2 RTDs (*Resistance temperature detectors*)

Tratam de detectores de temperatura por resistência (tradução livre do autor). São sensores que apresentam variações de resistência conforme a variação da temperatura. O PT100 é um tipo de RTD, constituído de um enrolamento metálico de platina, de forma que o seu comportamento é linear com a temperatura(??).

Como o PT100 é constituído por um corpo metálico, e a faísca eletrocirúrgica produz um campo eletromagnético intenso (BERNARDI, 2007), caso o PT100 fosse utilizado para medir a temperatura após faísca eletrocirúrgica, existiria o aparecimento de correntes de Foucault (VANNUCCI, 2014), essas correntes são dissipadas no corpo do condutor na forma de temperatura pelo efeito Joule, aumentando a temperatura do tecido e invalidando a leitura.

Como previsto nos requisitos do sistema, o sensor deve ser capaz de medir temperatura pontualmente, então, devido às características construtivas desse tipo de sensor, ele não será considerado para esse trabalho.

#### 2.6.2.1.3 Interruptores Bimetálicos

Esse tipo de sensor é composto por uma mola bimetálica, como seu elemento sensor de temperatura. Esta mola se encolhe ou se dilata de acordo com a temperatura, deflexionando um ponteiro que está calibrado de acordo com a dilatação sofrida(??). Pelo mesmo motivo citado em 2.6.2.1.2 este não será considerado nesse trabalho.

#### 2.6.2.1.4 Sensores de temperatura por infravermelho

Sensores de temperatura por infravermelho medem a temperatura pela absorção dos raios infravermelhos emitidos pelas superfícies. Pelo mesmo motivo citado em 2.6.2.1.2 e devido aos requisitos especificarem que a temperatura medida deverá ser internamente ao tecido orgânico, este não será considerado nesse trabalho.

#### 2.6.2.1.5 Termistores

Termistores, são semicondutores cujas resistências são proporcionais à temperatura. São divididos em 2 grupos e caracterizados com relação ao comportamento de sua resistência

em relação à variação de temperatura. Caso ela seja positiva denominam-se PTC, coeficiente positivo de temperatura, caso a relação seja negativa, ou seja a resistência decresce conforme a temperatura aumenta, denominam-se NTC, coeficiente negativo de temperatura.

Esse tipo de sensor apresenta resposta não-linear com a temperatura, e é necessária a calibração para cada elemento sensor, pois a variação da quantidade de elementos dopantes podem gerar grandes variações no comportamento do sensor.

Apesar da falta de linearidade, e da necessidade de calibração, o NTC apresenta robustez à campos eletromagnéticos, por isso este trabalho irá utilizar o sensor NTC, pois este atende às demandas estabelecidas nos requisitos do sistema. Um modelo teórico que pode-se aplicar para a correlação da resistência de semicondutores e a variação da temperatura é a equação de Steinhart-Hart (STEINHART, 1968)

$$R = e^{\left(A + \frac{B}{T} + \frac{C}{T^2} + \frac{D}{T^3}\right)} \quad (1)$$

Em que T é a temperatura em Kelvin, R é a resistência e A,B,C e D são conhecidos como coeficientes de Steinhart-Hart os quais são dependentes do tipo de sensor usado e da faixa de temperatura utilizado.

#### 2.6.2.2 Isolamento elétrico e impermeabilização

Com o sensor escolhido faz-se um tratamento químico nele, a fim de torná-lo resistente à umidade do tecido e à corrente elétrica que o atravessa durante a faísca eletrocirúrgica, conforme descrito nos requisitos.

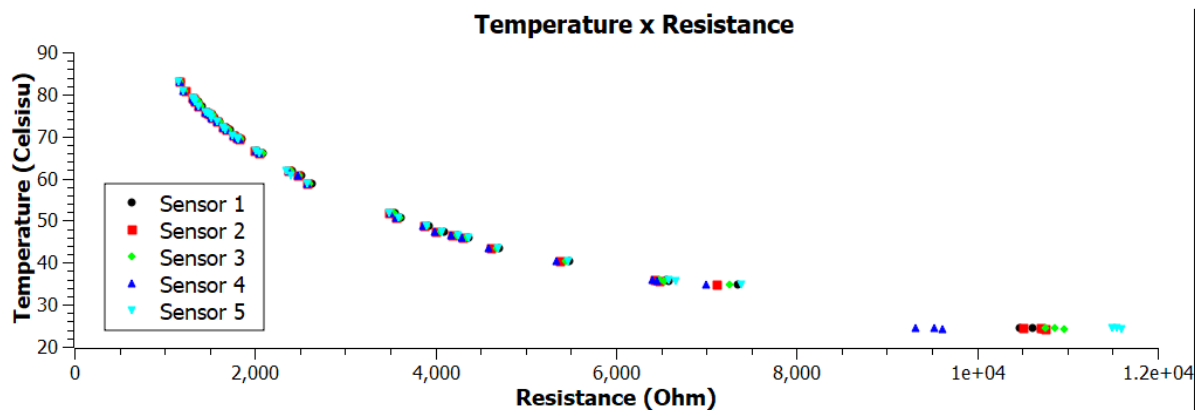
Para isso aplicou-se nos sensores duas camadas de esmalte de unha comercial, que devido à presença de nitrocelulose, polímero isolante elétrico em estado pastoso(??), torna o sensor isolado eletricamente(LERÍPIO, 2001) e impermeabilizado(CERCHIARI ALINE MARIA FARIAGAVA, 2010).

#### 2.6.2.3 Calibração dos sensores

A metodologia aplicada para levantar a curva de calibração dos sensores consistiu-se da submersão dos elementos sensores em água quente, contida em uma garrafa térmica de 1 litro, e adquirindo a temperatura da água com um termômetro digital (0.9" Digital LCD Food sensor Probe Thermometer - Black(-43 230 °C)) e um termômetro analógico( ASTM 1 °C General Use Mercury Thermometer(-20 150 °C)). A resistência dos termistores foi medida com um multímetro( Minipa ET-1002).

A temperatura inicial da água foi 83°C e a final foi de 24°C. A massa total da água foi 1 litro e o processo de resfriamento foi natural, não acelerado por agentes externos. A curva obtida encontra-se a seguir.

Figura 6 – Curva de Resistência pela temperatura



Fonte: Autoria própria

O gráfico da figura 6 foi gerado utilizando o software aberto *SciDAVis*. Com a curva de calibração de todos os termistores da malha, monta-se uma equação com base na equação 1, cujo  $R^2 = 0.985$ .

$$R = e^{\left(-1.25 + \frac{2630}{T} + \frac{1}{T^2} + \frac{4.39 * 10^7}{T^3}\right)} \pm 0.1 \quad (2)$$

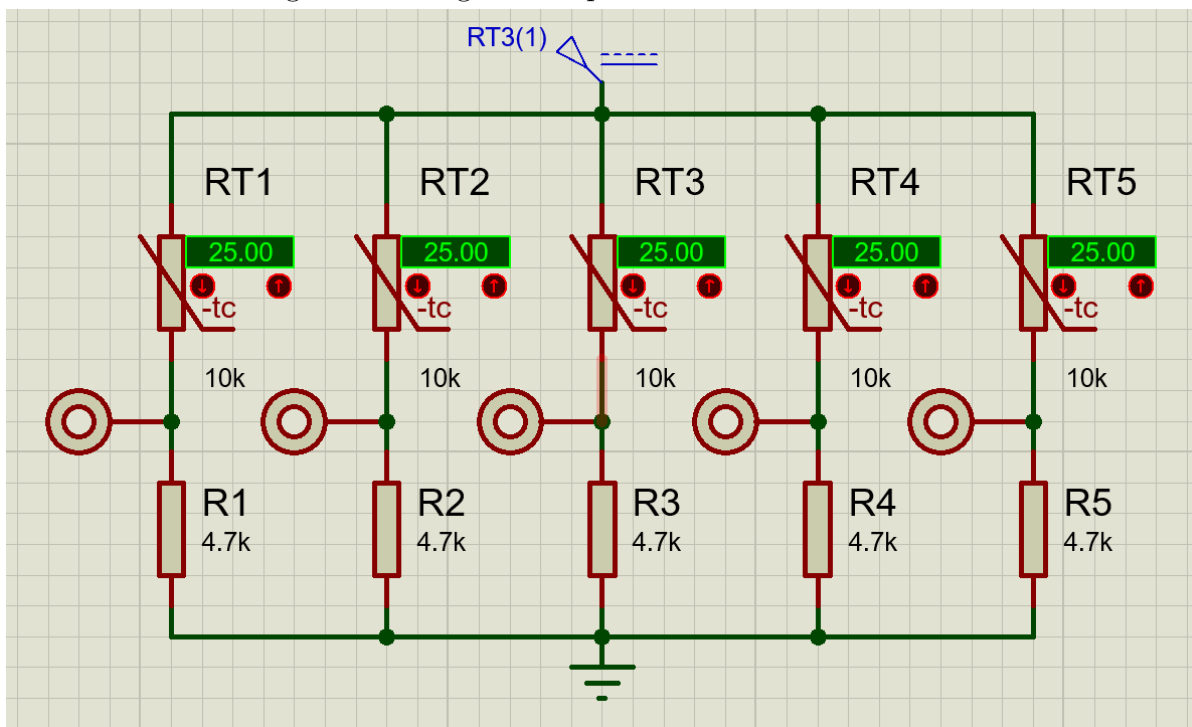
Em que T é a temperatura em celsius e R é a resistência em ohms.

### 2.6.3 Circuito para aquisição dos dados dos sensores

Com os sensores calibrados, projetou-se um circuito elétrico para transformar a variação da resistência dos sensores em valores de tensão. Dessa forma o microcontrolador pode fazer a aquisição dos valores obtidos pelos sensores e o *firmware* pode transformar em informação para ser enviada ao software.

Construiu-se um circuito de divisores resistivos cujos valores de resistência foram de  $R=4.7k\Omega$ . Como mostrado na Figura 7.

Figura 7 – Diagrama esquemático da malha sensora



Fonte: Autoria própria

Assim, pode-se calcular o valor da resistência do NTC's com base na tensão medida no divisor de tensão, de forma que a resistência é dada pela Equação 3

$$R = \frac{V_{cc} - V_{ref}}{\left(\frac{V_{ref}}{4700}\right)} \quad (3)$$

Em que  $V_{cc}$  é a tensão de entrada do circuito, 5 Volts,  $V_{ref}$  é o valor de tensão obtido pelo ADC, e  $R$  é a resistência do NTC.

#### 2.6.4 *Firmware*

Dados os requisitos do sistema faz-se então os requisitos para o *firmware*, a fim de determinar as funcionalidades às quais este precisará implementar.

##### 2.6.4.1 Requisitos de *Firmware*

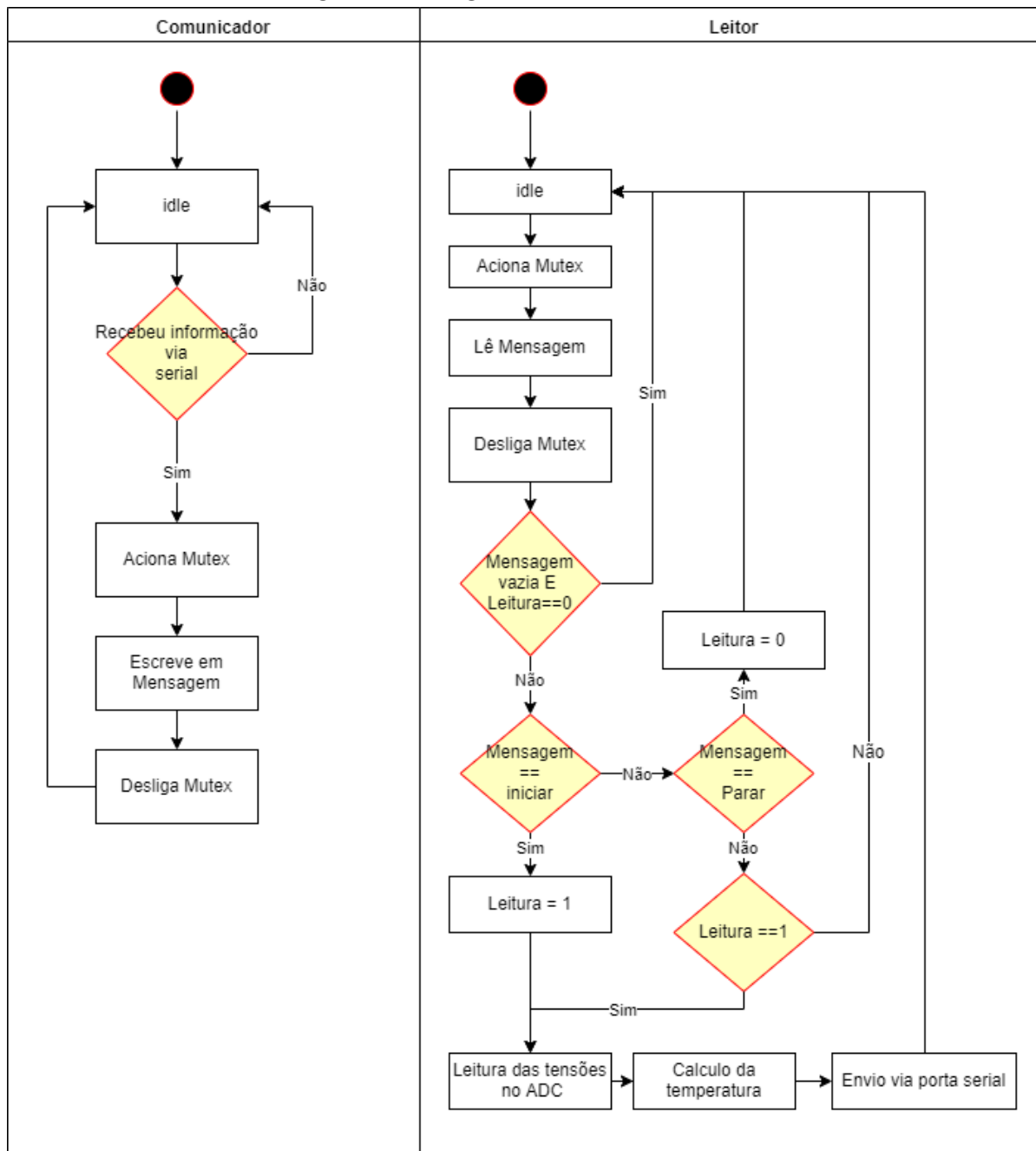
Os requisitos de *firmware* seguem:

1. O *firmware* deve estar de acordo com os requisitos do sistema
2. O *firmware* deve implementar um sistema operacional
3. O *firmware* deve ler a tensão de saída da placa de aquisição em entrada analógica
4. O *firmware* deve converter os valores de tensão em valores de temperatura conforme as equações especificadas
5. O *firmware* deve receber informações via entrada serial
6. O *firmware* deve enviar informações via entrada serial
7. O *firmware* deve ter *baudrate* da comunicação serial setado em 9600 bits/s
8. O *firmware* deve distinguir a mensagem recebida via serial entre "iniciar" e "parar"
9. O *firmware* deve iniciar a leitura da tensão quando receber a mensagem "iniciar"
10. O *firmware* deve parar a leitura da tensão quando receber a mensagem "parar"
11. O *firmware* deve iniciar a leitura da tensão quando receber a mensagem "iniciar"
12. O *firmware* deve implementar uma *thread* para recepção de mensagens via serial
13. O *firmware* deve implementar uma *thread* para leitura das tensões e envio de mensagens via serial

##### 2.6.4.2 Diagramas do estados e transição de *Firmware*

Com base nos requisitos de *firmware* elaboram-se diagramas, a fim de tornar possível a identificação dos elementos e componentes do software, bem como os seus estados característicos.

Figura 8 – Diagrama UML do *Firmware*



Fonte: Autoria própria



### 2.6.5 *Software*

Com base nos requisitos do sistema, faz-se então os requisitos de *software*, a fim de determinar e delimitar as funcionalidades às quais este precisará implementar. Então, com os requisitos de *software* pode-se determinar e abstrair uma arquitetura que torne visíveis as características que este precisa possuir e determine a forma que o *software* necessita ser implementado.

#### 2.6.5.1 Requisitos de *Software*

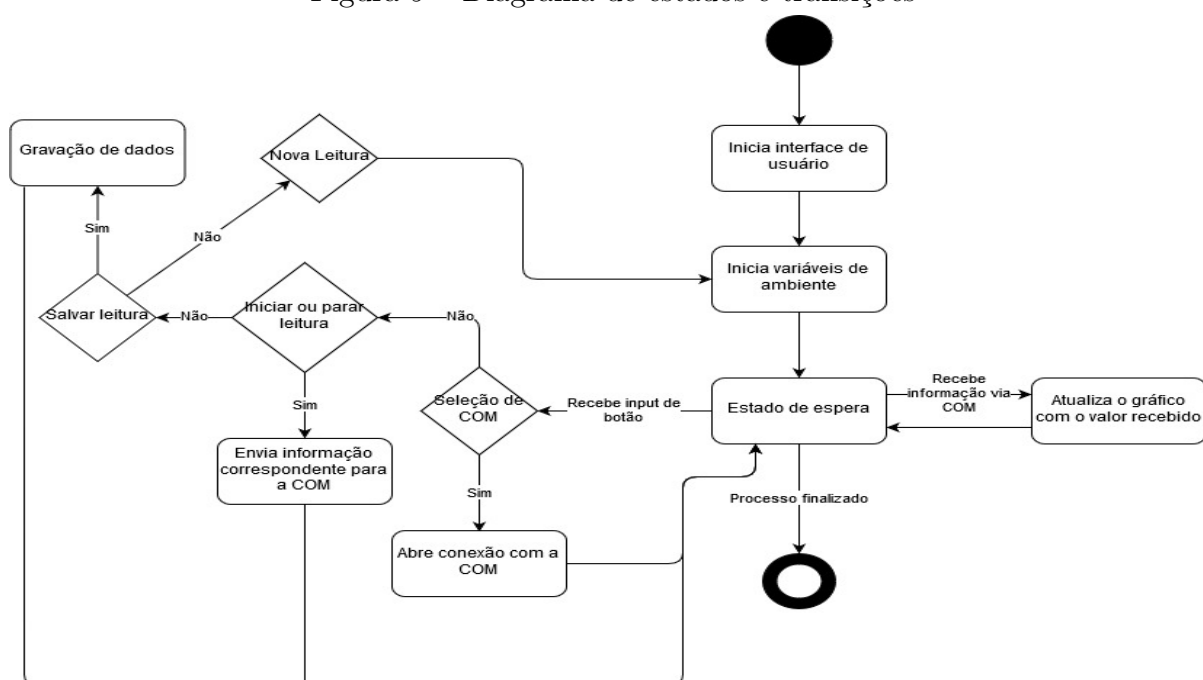
Os requisitos de software estão listados a seguir:

1. O *software* deve estar de acordo com os requisitos do sistema
2. O *software* deve ser compatível com o sistema operacional *Windows*
3. O *software* deve ser implementado em *python3*
4. O *software* deve ser capaz de receber dados via serial
5. O *software* deve ser capaz de imprimir em forma de gráfico os valores de temperatura enviados pelo microcontrolador
6. O *software* deve ser capaz de gravar o gráfico gerado em forma de imagem *.jpg*
7. O *software* deve ser capaz de gravar os dados recebidos em *.csv*
8. O *software* deve ser capaz de enviar comandos via serial
9. O *software* deve ser capaz de iniciar o envio de dados do *firmware* para a serial
10. O *software* deve ser capaz de parar o envio de dados do *firmware* para a serial
11. O *software* deve ter registro das aquisições feitas
12. O *software* deve ser capaz de listar as portas COM presentes
13. O início do envio dos dados do *firmware* deve ser controlado pelo usuário
14. O fim do envio dos dados do *firmware* deve ser controlado pelo usuário
15. O *software* deve ter botões respectivos ao início e fim de envio
16. O *software* deve ter um botão para salvar os dados em *.jpg*
17. O *software* deve ter um botão para salvar os dados em *.csv*
18. O *software* deve ter uma caixa de seleção de COM
19. O sistema deve possuir um microcontrolador de baixo consumo energético

#### 2.6.5.2 Diagramas do *software*

Com base nos requisitos de software elaboram-se diagramas, a fim de tornar-se possível a identificação dos elementos e componentes do *software*, bem como os seus estados característicos.

Figura 9 – Diagrama de estados e transições



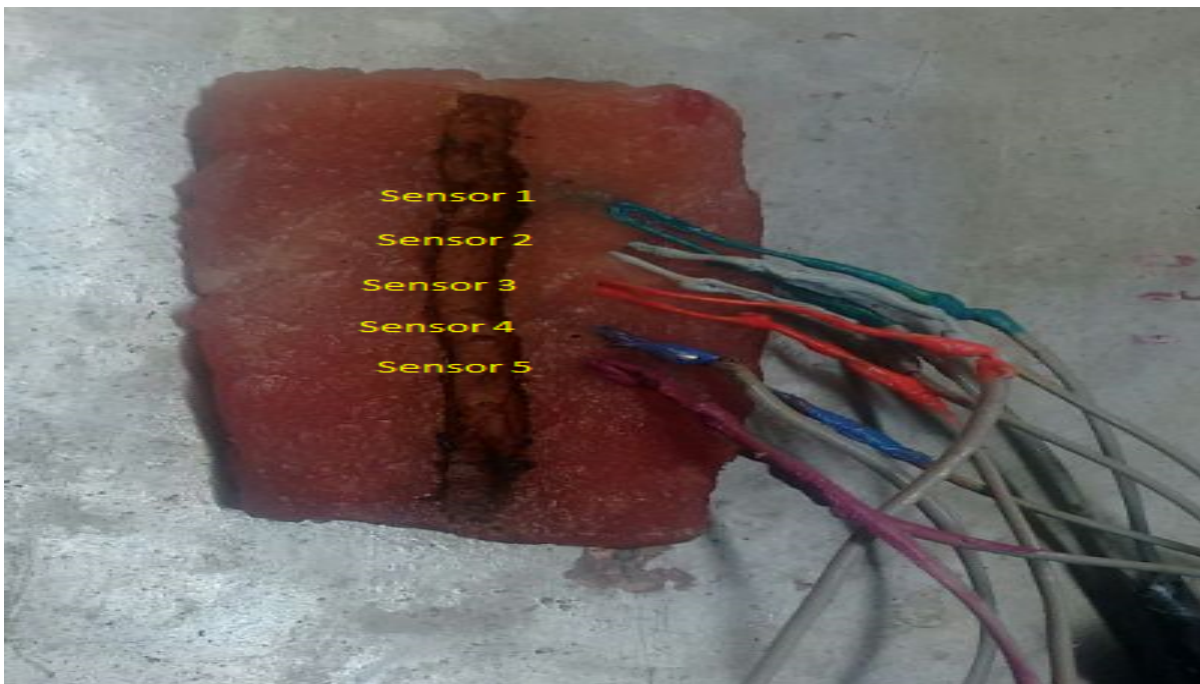
Fonte: Autoria própria

### 3 TESTES E RESULTADOS

Para validar o sistema foram feitas incisões no tecido, com orientação em forma de linha. A separação entre as incisões foram de 0.5 cm, e 0.2 cm de profundidade. Essa geometria segue conforme estabelecida em (GRANDE, 2014).

Inseriu-se cada elemento da rede de sensores em uma incisão. O tecido escolhido para a validação foi o *longuissimus dorsi* do *Sus domesticus*.

Figura 10 – Distribuição dos elementos sensores no tecido



Fonte: Autoria própria

As temperaturas no tecido, antes da faísca, eram: 25.28°C, 25.55°C, 25.46°C, 25.63°C, 24.91°C, respectivamente, para cada um dos sensores da rede.

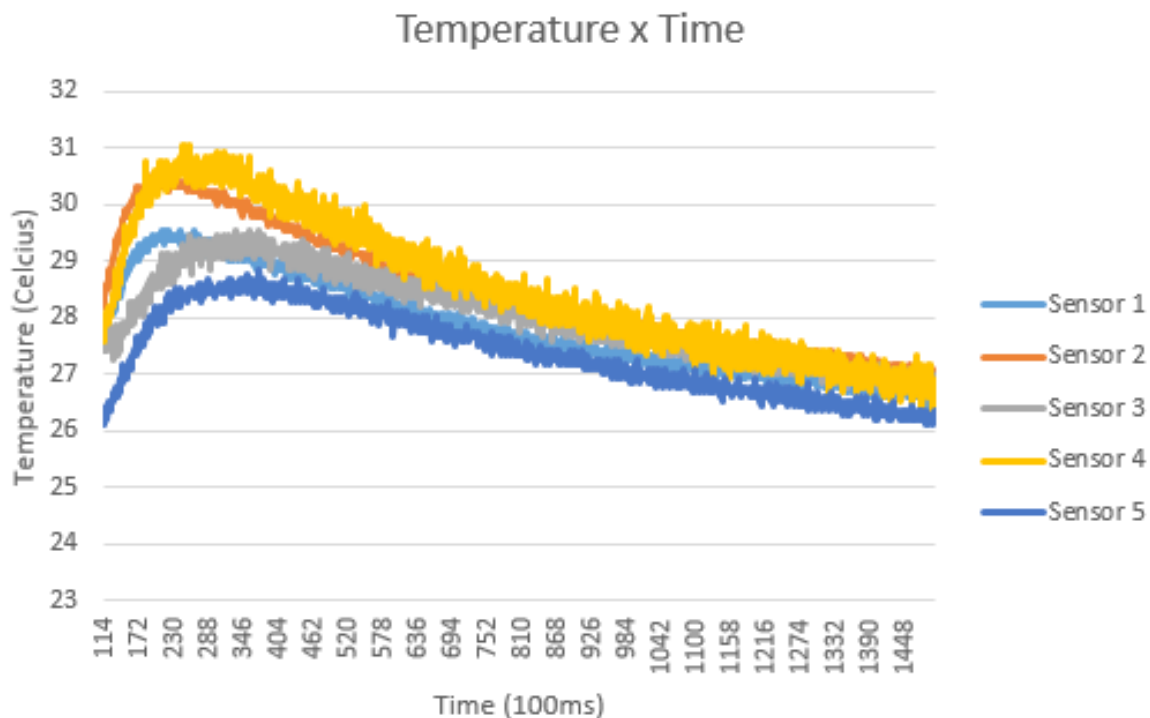
Aplicou-se uma faísca no tecido durante 3 segundos. Após a aplicação da faísca, foram medidas as temperaturas em cada um dos elementos sensores da rede durante 144.8 segundos. O resultado é apresentado na Figura 11

Com os resultados obtidos, selecionou-se faixas de 5 segundos a partir do tempo 23 segundos( ponto em que a tendência da curva começa a decrescer). Selecionou-se o intervalo a partir do gráfico da FFT presente na Figura 4, o qual apresenta frequências significativas até 0.2 Hz. Então, construiu-se um gráfico contendo o desvio padrão e a variância de cada intervalo, que segue:

Percebe-se através da Figura 12 que o maior desvio padrão ocorre no sétimo intervalo o qual corresponde entre 58 e 63 segundos e que seu valor corresponde a 0.105.

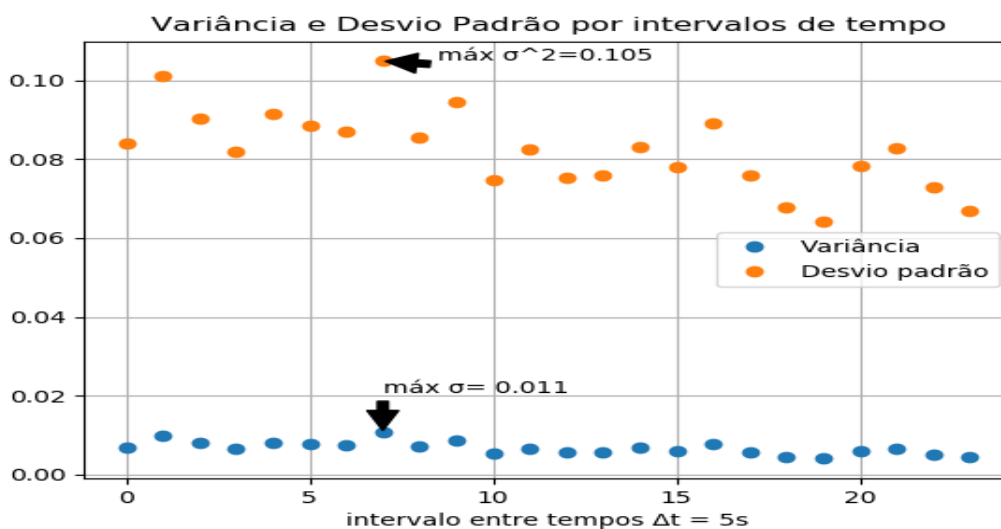
Dessa forma pode-se afirmar que a maior variabilidade da temperatura entre intervalos de 5 segundos é de 0.1 Graus Célsius.

Figura 11 – Gráfico da Temperatura x Tempo



Fonte: Autoria própria

Figura 12 – Gráfico da Variância e do Desvio Padrão distribuída em intervalos de tempo de 5 segundo



Fonte: Autoria própria

## 4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho atende aos objetivos especificados em 1.1.1, estimando a temperatura em tecidos orgânicos após a aplicação de uma faísca eletrocirúrgica.

O sistema proposto, também, permite à comunidade científica pesquisar por respostas para questões ainda em aberto na área da eletrocirurgia, por exemplo, quanto é a parcela da energia dissipada pela faísca para aquecer o tecido orgânico(GRANDE, 2014).

Entretanto, cabe aos usuários desse sistema levar em conta os erros natos do tipo de sensor utilizado, bem como a variabilidade de temperatura em nos intervalos de tempo, os quais devem entrar no compto do erro de medida.

Para minimizar a influência dos erros natos do sensor, recomenda-se a normalização dos dados antes da análise dos resultados. Utilizando sensores com maior exatidão para capturar a temperatura inicial do tecido.

Os testes do sistema foram feitos com um arranjos geométricos lineares da rede de sensores, entretanto outras geometrias podem ser utilizadas dada à necessidade da pesquisa.

Finalmente, apesar do sistema ter sido desenvolvido para medição de temperatura em profundidade após uma faísca eletrocirúrgica, a aplicação desse sistema não se restringe apenas à esta finalidade, podendo ser utilizada em outros cenários utilizando tecidos orgânicos ou ambientes úmidos.

## Referências

- ARDUINO - ArduinoUno. 2019. <https://www.arduino.cc/en/Guide/ArduinoUno>. (Accessed on 11/09/2019). Citado na página 17.
- BERNARDI, R. **Desenvolvimento de um equipamento para estudo de eletrocirurgia com controle de potência ativa**. Tese (Doutorado) — Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2007. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 18.
- CERCHIARI ALINE MARIA FARIAGAVA, M. J. N. Avaliação de produtos para impermeabilização de madeira. **CERNE**, 2010. ISSN 0104-7760. Disponível em: <<https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=74459381002>>. Citado na página 19.
- DALZIEL, C. Electric shock\*\*a portion of this article is reproduced with permission from iee spectrum, february 1972, new york. In: BROWN, J.; DICKSON, J. F. (Ed.). **Advances in Biomedical Engineering**. Academic Press, 1973. p. 223 – 248. ISBN 978-0-12-004903-5. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978012004903550011X>>. Citado na página 9.
- GRANDE, K. C. **Análise da energia utilizada por bisturi elétrico na ablação de tecido orgânico**. Tese (Doutorado) — Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014. Citado 5 vezes nas páginas , 9, 10, 26 e 28.
- KAR, P.; BAILEY, M. Requirements Management Working Group: Characteristics of Good Requirements. **INCOSE International Symposium**, John Wiley & Sons, Ltd, v. 6, n. 1, p. 1225–1233, Jul 1996. ISSN 2334-5837. Citado na página 11.
- LERÍPIO, A. D. **UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA Centro Tecnológico. GAIA: um método de gerenciamento de aspectos e impactos ambientais**. Tese (Doutorado) — Tese-Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Florianópolis, 2001. Citado na página 19.
- MASSARWEH, N.; COSGRIFF, N.; SLAKEY, D. Electrosurgery: History, principles, and current and future uses. **Journal of the American College of Surgeons**, v. 202, p. 520–30, 04 2006. Citado 2 vezes nas páginas e 9.
- NBR-IEC.60601-2-2 - Equipamento eletromédico Parte 2-2: Prescrições particulares para segurança de equipamento cirúrgico de alta frequência. [S.l.]: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2013. Citado na página 9.
- SCHNEIDER B.; ABATTI, P. J. Electrical Characteristics of the Sparks Produced by Electrosurgical Devices. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**,, v. 55, n. 2, p. 589–593, Fev 2008. Citado na página 9.
- SHANNON, C. E. Communication in the presence of noise. **Proc. Institute of Radio Engineers**, v. 37, n. 1, p. 10–21, Jan 1949. Citado na página 15.
- STEINHART, S. R. H. J. S. Calibration curves for thermistors. **Deep-Sea Research and Oceanographic Abstracts**, v. 15, p. 497–503, 08 1968. Citado na página 19.

TEMPERATURE Sensors Selection Guide Engineering360. 2019. [Online; accessed 30. Sep. 2019]. Disponível em: <[https://www.globalspec.com/learnmore/sensors\\_transducers\\_detectors/temperature\\_sensing/temperature\\_sensors](https://www.globalspec.com/learnmore/sensors_transducers_detectors/temperature_sensing/temperature_sensors)>. Citado na página 17.

TRUYTS, C. F. et al. Steps for requirements writing. **Product: Management & Development**, Instituto de Inovação e Gestão de Desenvolvimento do Produto, v. 10, n. 2, p. 112–118, Jan 2017. Citado na página 11.

VANNUCCI, M. C. e A. Correntes de Foucault: Aspectos básicos (Eddy currents: Basic aspects). **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 36, n. 2, p. 2311, 2014. Citado na página 18.