

Módulo medidor de temperatura intraesofágico de auxílio a procedimento de ablação cardíaca por radiofrequência

1st Júlia Maria Romero Braga
Engenharia Eletrônica - FGA
Universidade de Brasília
Brasília, Brasil
180034090@aluno.unb.br

Resumo—Radiofrequency cardiac ablation is currently the main treatment for atrial fibrillation. However, this approach often leads to the formation of a fistula, i.e. a perforation of the tissue that occurs due to high temperatures, which can result in the death of the patient. Therefore, this study aims to maximize the safety of the ablation procedure in terms of preventing atrio-esophageal fistula. To this end, an embedded temperature monitoring system using thermistors is proposed.

Index Terms—Radiofrequency cardiac ablation, atrio-esophageal fistula, thermistors.

RESUMO

Atualmente a ablação cardíaca por radiofrequência configura o principal tratamento da Fibrilação Atrial. Entretanto, comumente essa abordagem corrobora na formação de fistula, isto é, uma perfuração do tecido que ocorre devido a altas temperaturas, podendo resultar na morte do paciente. Assim sendo, este trabalho visa maximizar a segurança do procedimento de ablação no que tange a prevenção da fístula átrio-esofágica. Para tanto, propõe-se um sistema embarcado para monitoramento da temperatura utilizando termistores.

Palavras-chave - Ablação cardíaca por radiofrequência, Fístula átrio esofágica, Termistores.

I. INTRODUÇÃO

A. Fibrilação atrial

De acordo com a Diretriz da Sociedade Europeia de Cardiologia de 2020, a Fibrilação Atrial (FA) é definida como uma taquiarritmia supraventricular com ativação elétrica atrial descoordenada e contração atrial ineficaz [Lima C. M. R.; Teixeira 2023 Mar]. A doença acomete 1,5 milhões de brasileiros [MAGALHÃES 2016] e configura um problema de saúde pública devido ao alto custo de tratamento hospitalar associado, além de que, acomete principalmente pessoas acima dos 50 anos, o que agrava o impacto no sistema de saúde devido ao aumento da

expectativa de vida. A conjectura global segundo o Framingham Heart Study é de que a incidência e a prevalência de FA em 2017 era de 37,57 milhões de casos prevalentes e 3,05 milhões de casos incidentes de FA, contribuindo para 287.241 óbitos ao redor do mundo [Dai H.; Zhang 2021].

Existem vários preditores de desenvolvimento e progressão da FA, sendo que os mais relevantes incluem o envelhecimento (a prevalência de FA chega a 10% em pacientes com mais de 80 anos), distúrbios cardiovasculares como hipertensão, valvopatia, insuficiência cardíaca, hipertensão pulmonar e uma variedade de comorbidades não-cardiovasculares como diabetes, doença pulmonar crônica, apneia obstrutiva do sono, doença renal crônica, disfunção tireoidiana, doença inflamatória intestinal, entre outras [Blum S.; Aeschbacher 2019]. Pacientes com FA têm um risco cinco vezes maior de acidente vascular cerebral (AVC) e um risco três vezes maior de insuficiência cardíaca. Além disso, a FA é um preditor independente de morbidade e mortalidade cardiovascular [al 2019].

O diagnóstico clínico em pacientes sintomáticos ou assintomáticos com FA é feito por eletrocardiograma (ECG) de superfície, com duração mínima de 30 segundos de um ECG contendo traçado típico de FA. As características eletrocardiográficas por sua vez, incluem intervalos RR irregularmente irregulares (quando a condução atrioventricular não está prejudicada), ausência de ondas P repetidas distintas e 3 ativações atriais irregulares [Lima C. M. R.; Teixeira 2023 Mar].

Em termos anatômicos, o motivo de ocorrência da FA é o aumento do volume atrial. Dentre as possíveis causas estão : problemas valvares cardíacos, os quais impedem que os átrios se esvaziem totalmente, enviando todo o sangue remanescente aos ventrículos, gerando hipertrofia da parede atrial; ou ainda a insuficiência ventricular, que pode causar acúmulo de sangue nos átrios [Guyton 1988]. Com a alteração no funcionamento dos átrios, a atividade elétrica no coração fica desorganizada e rápida, podendo ocorrer recirculação da propagação do potencial de ação cardíaco [Faria 2018]. Essa anomalia pode causar

o aumento da frequência cardíaca para até cerca de 400 batimentos por minuto (bpm) [Oliveira 2015].

A abordagem de tratamento atual para pacientes com FA consiste na via holística A(trial fibrillation), B(etter), C(are), também conhecida como (ABC), que abrange: o ‘A’ Anticoagulação/Evitar AVC; ‘B’ Melhor manejo dos sintomas; e ‘C’ Otimização Cardiovascular e Comorbidade [Lip 2017]. Dessa forma, controlar o ritmo cardíaco é um passo fundamental para melhorar o controle do ritmo cardíaco, incluindo cardioversão, fármacos anti-arrítmicos e ablação por cateter [Lima C. M. R.; Teixeira 2023 Mar].

B. Ablação por cateter por radiofrequência

A ablação constitui uma forma de destruição tecidual através de aquecimento. A ablação por cateter por radiofrequência (ACRF) utiliza-se de ondas eletromagnéticas no espectro de ondas de rádio (3 kHz a 300 GHz) que por meio de um eletrodo promovem o aquecimento localizado.

O ACRF tornou-se uma importante opção de tratamento, e o volume de procedimentos aumentou em todo o mundo desde o seu início em 2000 [Wang J.; Meng 2023]. Esse procedimento reduziu hospitalizações, melhorou a fração de ejeção do ventrículo esquerdo e maior ausência de arritmia atrial em comparação com o tratamento farmacológico ([Ravi 2022]).

Em um ensaio clínico recente, a ablação por cateter foi associada a reduções no risco composto de morte, acidente vascular cerebral incapacitante, sangramento grave e parada cardíaca. No entanto, apesar da rápida evolução das técnicas de ablação de FA, o procedimento apresenta um risco relevante de complicações maiores, especialmente com uma alta taxa de recorrência de FA [Wang J.; Meng 2023]. A esse respeito, nos Arquivos Brasileiros de Cardiologia foi relatada uma metanálise avaliando a influência do volume do apêndice atrial esquerdo (VAAE) na recorrência de FA após ablação por cateter por radiofrequência [Lima C. M. R.; Teixeira 2023 Mar].

Além do mais, de acordo com a Pesquisa internacional realizada por [Cappato R.; Calkins 2010] a incidência de complicações maiores em cerca de 20 mil procedimentos de ablação de FA foi de 4,5%. Complicações relativamente específicas ao procedimento de ablação de FA foram menos comuns, porém mais sérias, sendo que : perfuração e tamponamento cardíaco ocorreram em 1,3% dos casos; acidentes tromboembólicos ocorreram em 0,94% e fístulas atrio-esofágicas foram relatadas em 0,04% dos casos. Embora o desenvolvimento de fístulas átrio-esofágicas (FAE) sejam raras, elas correspondem a 16% dos casos de morte após ablação de FA.

C. Fístula

A parede posterior do átrio esquerdo é adjacente ao esôfago, fazendo com que os procedimentos de ablação por radiofrequência do átrio esquerdo possam causar lesões por contiguidade da parede esofageana [Cummings J. E.; Schweikert 2005]. A fístula átrio-esofágica ocorre quando há necrose do tecido devido às temperaturas acima de 50 °C no eletrodo de ablação durante a ACRF [Sousa 2009].

A FAE possui uma alta taxa de morbimortalidade e carece de um diagnóstico precoce, embora seja um feito difícil, já que os sintomas apresentados nos exames gerais podem estar associados também a outras doenças. Assim, exames de imagem como a endoscopia são fundamentais. Uma vez descoberta a lesão, o prognóstico mais indicado é a reparação cirúrgica e o stent esofágico. O stent é um dispositivo feito de metal ou plástico que pode ser colocado no esôfago ao longo da lesão – nesse caso, ele se auto expande em forma de um tubo protegendo a parede do esôfago [Smith G. A.; Kleiman 2017].

Embora a temperatura e a duração do fornecimento de energia sejam controladas durante todo o procedimento de ACRF, a profundidade da lesão não é [GILLINOV A. M.; PETTERSSON 2001]. Isto pois, podem acontecer variações na anatomia que podem definir a extensão das lesões. Essas alterações incluem a ausência de gordura na área periesofágica, graus de espessamento das paredes esofágicas e atriais, e a relação espacial desses [Faria 2018].

Assim, é necessário o monitoramento de temperatura do esôfago, já que está claro que a lesão térmica nele durante a ablação da parede atrial esquerda posterior desempenha um papel crucial no desencadeamento de uma cascata de eventos que eventualmente resulta no desenvolvimento da FAE [TSCHABRUNN 2015].

D. Módulo CETER

O presente trabalho é fruto do grupo de pesquisa científica intitulado CETER, da Universidade de Brasília (UnB) - Faculdade do Gama (FGA). A pesquisa consiste em desenvolver metodologias que tornem o procedimento de ablação cardíaca por radiofrequência mais seguros para os pacientes. Esse desenvolvimento iniciou-se com a tese de mestrado de [Faria 2018], que idealizou e implementou o cateter CETER, isto é, controlador esofágico de temperatura e resfriamento. Posteriormente, [Souza 2019] desenvolveu sua monografia propondo uma solução para evitar o fluxo reverso de água no resfriamento dos dispositivos Peltier's além de experimentos iniciais com relação ao sensoriamento do cateter.

Neste trabalho será feita uma continuação da metodologia científica implementada por [Faria 2018] e

[Souza 2019], em que a proposta principal é de promover o monitoramento da temperatura esofágica com a maior precisão possível.

II. METODOLOGIA

A. Módulo

Segundo o Estudo sobre a propagação do calor durante o procedimento de ablação cardíaca com e sem resfriamento da parede esofágica [Faria Priscilla Costa de Souza 2019], o resfriamento da parede esofágica (PE) cria uma barreira térmica fazendo com que o calor proveniente do cateter ablator não irradie tão intensamente para a PE a ponto que haja formação de fístulas. Assim, é imprescindível a confecção de um módulo que leve em consideração não só as condições anatômicas do esôfago, mas também que realize um mapeamento dos sensores de forma a otimizar o resfriamento da PE. A estrutura do módulo foi proposta por [Faria 2018] em sua dissertação de mestrado, em que, para sua confecção foi utilizado um molde em poliacetal modelado em torno mecânico formando a estrutura de um cateter, mostrado na Figura 1. O molde é decomposto em duas peças complementares para que seja possível acomodar as estruturas internas, como fiação dos componentes.

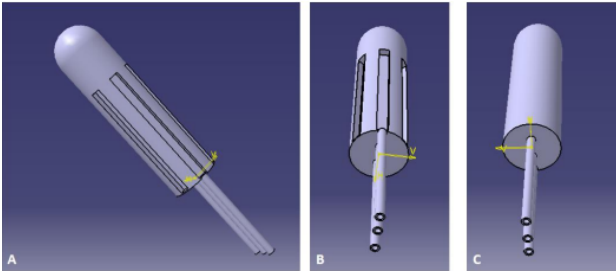


Figura 1: Molde para confecção do Módulo CETER (fonte: [Faria 2018]).

A peça 1 possui 150 mm de altura, 40 mm de diâmetro, cada chanfro possui 8 mm de largura e 5mm de profundidade que se estendem por 100 mm. Os chanfros foram pensados para a alocação dos sensores, além de ter espaço para a fiação dos componentes. A segunda peça é lisa, pois dispensa sensoriamento por estar na parte do esôfago que não faz contato com o átrio esquerdo, possui 150 mm de comprimento e 40 mm de diâmetro.

Para produção do módulo, o material escolhido foi o látex por ser um material de baixo custo e que, além disso, pode ser empregado para neoformação tecidual e enxertos em pacientes. O procedimento consiste em dar o banho na peça, esperar que ela seque e repetir o protocolo até que a peça esteja no padrão desejado. O objetivo é produzir peças com cerca de 1mm cada, visando a resistência do cateter e ao mesmo tempo uma peça com baixa rigidez para facilitar a inserção no esôfago.

B. Medição de Temperatura

1) *Termistores*: Os termistores são componentes eletrônicos compostos por óxido metálico cuja resistência varia com a temperatura. A escolha deles deve-se ao fato de possuírem ótima sensibilidade à variação de temperatura, além de ser um dispositivo de baixo custo. Existem dois tipos de termistores: o NTC (Negative Temperature Coefficient), em que o aumento da temperatura acarreta em uma diminuição da resistência do componente; e o PTC (Positive Temperature Coefficient), em que ocorre o efeito contrário.

A utilização dos termistores já é bem difundida não só no meio científico, mas também em aplicações comerciais. Seu processo de fabricação já é bem consolidado, o que contribui para o baixo custo de comercialização, além de componentes muito confiáveis e com pequenas dimensões, na ordem de milímetros. A fabricação dos termistores é feita com uma pequena quantidade de pasta semicondutora sobre fios de liga de platina. Essas unidades são revestidas com um epóxi para a proteção e a estabilização [Patsko 2006].

A maior dificuldade de utilização dos termistores deve-se à não linearidade entre temperatura e resistência elétrica. Na Equação 1 é expressa uma modelagem matemática de primeira ordem da relação entre a resistência R e temperatura T . A curva característica do modelo é apresentada na Figura 2.

$$R(T) = R(T_0) \exp \left[\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \right] \quad (1)$$

Em que :

$R(T)$ é a resistência elétrica do termistor em função da temperatura,

T é a temperatura em Kelvin,

$R(T_0)$ é a resistência elétrica do termistor na temperatura de referência,

T_0 é a temperatura de referência dada em Kelvin

β é o coeficiente de temperatura do material

2) *Ponte de Wheatstone*: O circuito utilizado na medição de temperatura com termistores é apresentado na Figura 3. Trata-se de um circuito em ponte com dois divisores de tensão, sendo que a escolha dos resistores estabelece uma tensão de referência no nó 1 e a tensão no nó 2 varia de acordo com a temperatura do termistor. A comparação entre os dois nós ocorre através de um amplificador operacional que na prática vai realizar a operação de diferença entre as duas tensões, promovendo assim uma linearização do circuito.

A análise do circuito é expressa nas equações 2 e 3, onde V_0 é a tensão de saída e A é o ganho do

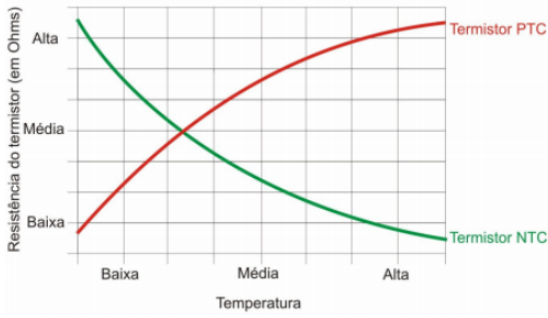


Figura 2: Curva característica dos termistores PTC e NTC (fonte: [Faria 2018])

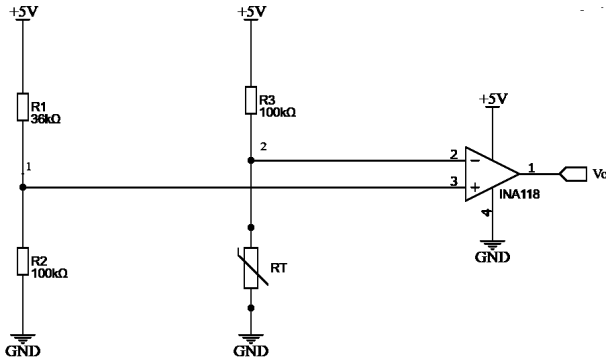


Figura 3: Ponte de Wheastone para medição de temperatura com termistores

amplificador operacional, V_+ e V_- são as tensões nos nós 1 e 2 e também as entradas não inversoras e inversoras do AmpOp, respectivamente.

$$V_o = A(V_+ - V_-) \quad (2)$$

$$V_+ - V_- = 5 \left(\frac{R_T}{R_3 + R_T} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) \quad (3)$$

A sensibilidade Q de um termistor em ponte estabelece a mudança da tensão de saída V_o para cada variação em 1 grau Celsius na temperatura. Assim, Q pode ser matematicamente definido como a derivada de V_o em T , conforme equação 6, em que $\alpha = (R_3/R_T)$, $R_2 = R_3$, B é o coeficiente do termistor e T a temperatura.

$$Q = \frac{dV_o}{dT} \quad (4)$$

$$Q = \frac{V_b B \alpha}{(1 + \alpha)^2 T^2} \quad (5)$$

A maximização de Q ocorre quando $Q = 0$. Assim, a partir da equação 6, é fácil ver que a otimização da sensibilidade ocorre quando $R_2 = R_3 = R_T$. R_1 por sua

vez é dado de acordo com a escolha da temperatura, sendo $R_1 = R(T_0)$.

$$\frac{DV_o}{DT} = \frac{V_b B (1 - \alpha)}{(1 + \alpha)^3 T^2} = 0 \quad (6)$$

Os termistores escolhidos possuem uma resistência elétrica $R(T_0) = 100 \text{ k}\Omega$. Assim, utilizando-se da otimização da sensibilidade têm-se que $R_2 = R_3 = 100 \text{ k}\Omega$ $R_1 = 27 \text{ k}\Omega$.

3) *Filtro*: A saída do circuito em ponte apresentado anteriormente será conectado a um filtro passa-baixas, o qual é responsável pela filtragem de ruídos em alta frequência.

A escolha do circuito está apresentado na Figura 4 e trata-se de um filtro passivo, conhecido como circuito RC. Essa modelagem além de muito eficaz, é de fácil implementação e de baixo custo.

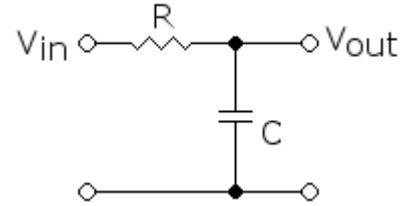


Figura 4: Filtro Passa-baixa

O circuito RC é referente a um resistor em série com um capacitor. Seu funcionamento baseia-se no princípio de que em altas frequências o capacitor se comporta como um curto circuito. Assim, as frequências baixas aparecem na saída do circuito e os sinais em alta frequências são aterrados pelo capacitor.

A frequência de corte do filtro é dada pela expressão mostrada em 7, em que f_c é a frequência de corte dada em Hertz, R é a resistência e C a capacitância.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (7)$$

A frequência típica da ACRF é na ordem de 415 kHz. Assim, utilizando $R = 100 \text{ k}\Omega$ e $C = 1 \text{ nF}$, obtemos uma frequência de corte de aproximadamente 1,6 kHz.

4) *Buffer seguidor de tensão*: O propósito do circuito buffer seguidor de tensão é apresentar um sinal de saída exatamente igual ao sinal de entrada. Isto é, obtenção dos mesmos valores de tensão ao longo do tempo, porém com características desejáveis como uma alta impedância de entrada e potência elevada na saída.

Por outro lado, se tratando de componentes reais, é importante ressaltar algumas limitações, como o slew

rate que está diretamente relacionado ao atraso entre os sinais de entrada e saída e também com a frequência máxima de operação do dispositivo. Outra característica é o output voltage que limita as tensões máximas e mínimas na saída do circuito. Por fim, a bandwidth é a faixa de frequência que o amplificador trabalha sem gerar distorções.

Uma outra característica interessante do circuito buffer é de que ele pode promover proteção elétrica. Isso porque as tensões máximas e mínimas de saída sempre serão menores que as alimentações do amplificador operacional. Dessa forma, é possível obter um circuito limitador de tensão apenas colocando um diodo na saída, conforme Figura 5, de modo que a queda de tensão no diodo seja responsável pelo estreitamento das tensões limites de saída.

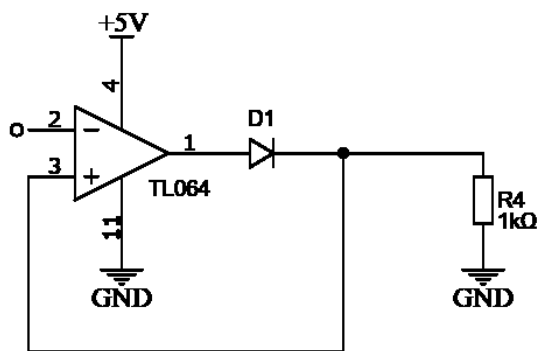


Figura 5: Circuito Buffer seguidor de tensão

5) *Circuito para aquisição de dados da temperatura:* O circuito utilizado para medição de temperatura com termistores está apresentado na Figura 6. O layout final do circuito conta com 4 termistores dispostos em forma matricial para que seja coberta toda a área de interesse, já que trata-se da medição de temperatura dentro do tubo esofágico, isto é, devido ao seu formato cilíndrico, a propagação de temperatura não ocorre de forma linear, por isso a importância de medir a temperatura em diferentes áreas, limitadas na região de contato do esôfago com o átrio esquerdo.

III. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A. Módulo

A confecção do módulo foi realizada com o látex já bicentrifugado e pré-vulcanizado da marca DU Látex mostrado na Figura 7. A Figura 8 apresenta o molde em poliacetal utilizado na confecção do módulo.

Foram necessários 20 banhos do latex no molde até que o módulo atingisse a espessura desejada de 1mm. O recomendado é de que a secagem seja feita em estufa, entretanto, devido a falta do equipamento, a secagem do

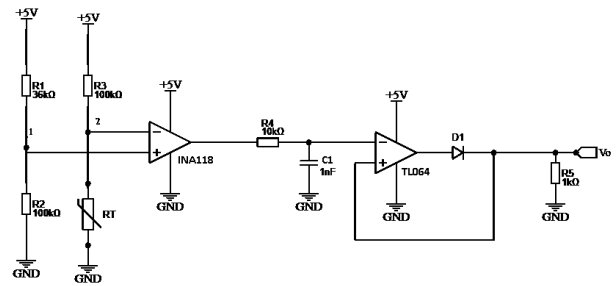


Figura 6: Circuito para medição de temperatura com termistores.



Figura 7: Látex bicentrifugado pré-vulcanizado da marca DU Látex



Figura 8: Molde em poliacetal. Fonte: [Faria 2018]



Figura 9: Módulo fabricado em látex com os termistores

módulo foi feita ao ar livre. Uma vez que o módulo chegou na espessura desejada, ele foi lavado com água e detergente neutro, recortado no comprimento de aproximadamente 10cm e posicionado os 4 termistores de forma matricial. Por fim foi realizado um último banho em látex para limitar todo o contato realizado entre módulo e parede esofágica com látex, sem que haja qualquer contato do tecido com os sensores.

A Figura 9 apresenta o módulo confeccionado já pronto, com todos os sensores inseridos. O resultado foi satisfatório, pois atendeu a todos os critérios desejados de homogeneidade, espessura e comprimento.

B. Calibração dos termistores

Conforme discutido anteriormente, os termistores são dispositivos não lineares e por isso há necessidade de calibração deles. A calibração consiste na captação de dois dados : temperaturas conhecidas e as resistências correspondentes dos termistores. Posteriormente é realizada uma modelagem matemática específica para cada termistor que é utilizada para a conversão direta da resistência elétrica em temperatura.

Para o procedimento de calibração, foi realizado um ensaio para coleta de dados de temperatura e resistência utilizando o microcontrolador Arduino Uno e um sensor digital de temperatura pré-calibrado tipo DS18B20. Esse sensor não foi escolhido diretamente para medição de temperatura do sistema final devido a possuir dimensão de 5mm de diâmetro por 35mm de comprimento, o que é muito superior à 1mm dos termistores, e por isso, demanda um tempo de resposta muito maior além de estar muito mais suscetível ao efeito de auto aquecimento.

Os termistores (inseridos no módulo), juntamente com o sensor de referência, foram imersos no banho maria modelo Banho Ultratermostatizado, MA 184, da empresa MARCONI, responsável por variar a temperatura de 0 °C a 100 °C.

O circuito utilizado está apresentado na Figura 10 e os componentes utilizados estão especificados na Tabela I. Para a alimentação foram utilizados os 5 Volts fornecidos pelo próprio Arduino. A tensão de cada um dos termistores foram captadas pelas entradas analógicas do Arduino que dispõem de um conversor analógico digital (ADC)

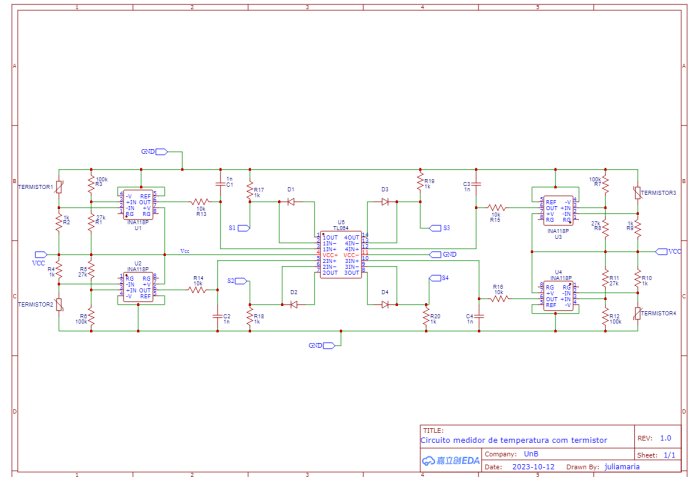


Figura 10: Circuito para leitura da temperatura

Componentes	Descrição
R2, R3, R4, R6, R7, R10, R11	100 kΩ
R1, R5, R8, R12	27kΩ
R13, R14, R15, R16	10 kΩ
R17, R18, R19, R20	1 kΩ
R21	4.7 kΩ
Capacitor	1 nF
Diodo	BZX79C 6V8
Termistor (4 unidades)	100 kΩ NTC 3950
Amplificador operacional (4 unidades)	INA118P
Amplificador operacional	TL064CN
Sensor digital de temperatura	DS18B20

Tabela I: Descrição dos componentes utilizados na implementação do circuito de leitura da temperatura

integrado com resolução de 10 bits. O sensor DS18B20 é um modelo digital que conta com 3 ligações : o pino de alimentação, o ground e a comunicação de dados que ocorre pelo protocolo One-Wire. Esse último foi conectado na porta digital 2 do Arduino por um resistor em Pull up de 4,7 kΩ conforme esquemático apresentado na Figura 11. A montagem total do sistema pode ser observada na Figura 12.

Os dados foram captados pelo processador AT-MEGA328 presente no Arduino a cada 100 milissegundos e enviados para o software Octave via comunicação serial a uma taxa de 9600 dados por segundo, para realização da modelagem matemática. Para tanto, o código utilizado na plataforma Arduino IDE está apresentado na Figura 13.

A partir dos dados recebidos, optou-se pela utilização do polinômio interpolador de Lagrange de 3º grau para correlacionar a temperatura obtida pelo sensor DS18B20 e resistência do termistor, cuja forma está apresentada na Equação (8), em que T é a temperatura medida, A,B,C e D são os coeficientes a serem determinados e

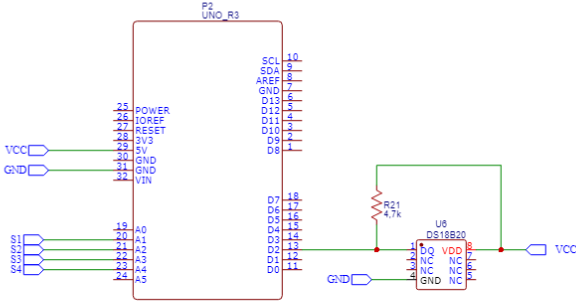


Figura 11: Esquema de ligação do circuito para calibração dos termistores

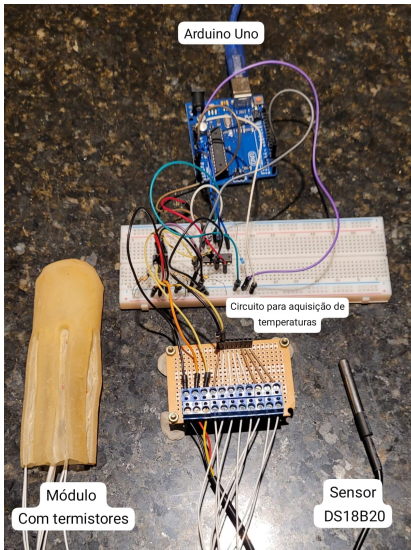


Figura 12: Bancada para calibração dos termistores

x são os valores de tensão dos termistores obtidos através do ADC. Como o conversor é de 10 bits, a faixa de valores possíveis é de 0 a $2^{10} - 1$, dessa forma é possível calcular a resolução do microcontrolador que é de $VCC/1023 \approx 4,8$ mV.

$$T = Ax^3 + Bx^2 + Cx + D \quad (8)$$

A escolha do modelo deve-se à sua maior precisão em relação ao modelo apresentado na Equação 1, já que o polinômio de Lagrange foi determinado com base em dados experimentais, enquanto o modelo apresentado na Equação 1 trata-se de um modelo ideal a partir do processo de fabricação do componente. A Figura 14 apresenta parte do script utilizado no software Octave para receber os dados

```

1 #include <math.h>
2 #include <OneWire.h>
3 #include <DallasTemperature.h>
4
5 #define ONE_WIRE_BUS 2
6 #define TEMPERATURE_PRECISION 12 // Lower resolution
7 OneWire oneWire(ONE_WIRE_BUS);
8 DallasTemperature sensors(&oneWire);
9 int numberOfDevices;
10 DeviceAddress tempDeviceAddress;
11
12 #define ThermistorPIN1 1 // Analog Pin 0
13 #define ThermistorPIN2 5 // Analog Pin 0
14 #define ThermistorPIN3 3 // Analog Pin 0
15 #define ThermistorPIN4 0 // Analog Pin 0
16
17
18 void setup() {
19   Serial.begin(9600);
20   sensors.begin();
21   numberOfDevices = sensors.getDeviceCount();
22   for(int i=0;i<numberOfDevices; i++)
23   {
24     if(sensors.getAddress(tempDeviceAddress, i))
25     {
26
27       sensors.setResolution(tempDeviceAddress, TEMPERATURE_PRECISION);
28     }
29   }
30 }
31
32
33 void loop() {
34   //Temperatura DS18B20
35   sensors.requestTemperatures();
36   Serial.print(sensors.getTempC(tempDeviceAddress));
37   Serial.print(",");
38
39   //Temperatura Termistor
40   Serial.print(analogRead(ThermistorPIN1));
41   Serial.print(",");
42   Serial.print(analogRead(ThermistorPIN2));
43   Serial.print(",");
44   Serial.print(analogRead(ThermistorPIN3));
45   Serial.print(",");
46   Serial.println(analogRead(ThermistorPIN4));
47   delay(100);
48 }

```

Figura 13: Script C++ utilizado na calibração dos termistores

Termistor	A	B	C	D
1	1.3635	-3.9474	19.797	-2.4864
2	1.9938	-7.5073	25.237	-4.3792
3	1.7538	-5.7917	21.981	-3.6797
4	1.6963	-5.7071	22.295	-3.4541

Tabela II: Coeficientes do polinômio interpolador de Lagrange de 3º grau

via comunicação serial e determinação dos coeficientes e na Tabela II estão especificados os valores dos coeficientes calculados para cada um dos termistores.

C. Experimento

Uma vez que os termistores foram devidamente calibrados, foi realizado um breve experimento para averiguar a precisão da medição de temperatura. Para isso, o módulo com os termistores foi colocado novamente no banho maria em temperatura conhecidas e foi feita então a medição de temperatura utilizando o polinômio interpolador de Lagrange.

Na Figura 15 estão expressas as curvas obtidas

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Chamada das Bibliotecas %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
pkg load signal
pkg load instrument-control %com serial

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Abertura porta serial %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
sl=serial("COM3");
set(sl,'baudrate',9600);
set(sl,'bytesize',8);
set(sl,'parity','n');
set(sl,'stopbits',1);
set(sl,'timeout',10);
%set(sl,'flowcontrol','hardware');
srl_flush(sl);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Leitura dos dados %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
dado=100;
Tc=zeros(1,dado);
T=zeros(4,dado);
count=1;

while(dado>0)
i=1;
j=1;

while(1)
t(i)=fread(sl,1);
if(t(i)==10)
break;
end
i=i+1;
pause(0.1);
end
%t=char(t);
%fprintf("recebido: %s",c);

%Temperatura DS18B20(k)
i=1;
while(t(i)~=44)
k(i)=t(i);
i++;
end
Tc(count)=str2num(char(k));
Temperaturas dos sensores de 1 a 3
for sensor=1:3
i=i+1;
j=1;
h=0;
while(t(i)~=44)
h(j)=t(i);
i++;
j++;
end

T(sensor,count)=str2num(char(h));
Temperatura do sensor 4
i=i+1;
j=1;
h=0;
sensor=4;
while(t(i)~=10)
h(j)=t(i);
i++;
j++;
end

T(sensor,count)=str2num(char(h));
fprintf("Dado: %s , %s",R,T)
dado=dado-1
count=count+1
end
i=1;
for cnt=1:4
p2(i,:) = polyfit(T(i,:), Tc, 3);
temp=polyval(p2(i,:),T(i,:));
TempMed(i,:)=temp;
i=i+1;
end

```

Figura 14: Trecho do código para determinação dos coeficientes de Lagrange

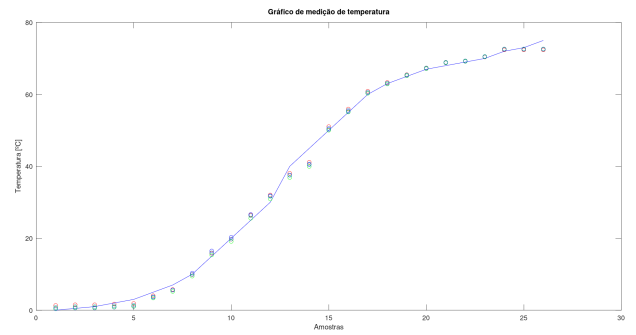


Figura 15: Curva de com os dados de temperaturas

Termistor	RMS [°C]
1	0.21223
2	0.24765
3	0.26947
4	0.22537

Tabela III: Erro RMS obtido das medições de temperatura dos termistores

com os dados do experimento, sendo a linha contínua em azul as temperaturas de referência e os marcadores as temperaturas medidas pelos termistores. Para devida avaliação dos dados foi calculado o erro médio quadrático, ou do inglês, RMS (root mean square) para cada um dos termistores. O resultado obtido está mostrado na Tabela III.

Como mostra a Tabela III, o erro RMS é da ordem de 0,2 °C, o que é um valor bastante aceitável para a aplicação em questão. Por fim, para finalizar a análise foram traçadas as curvas de Resistência x Temperatura para cada termistor e comparadas à curva ideal, traçada a partir da Equação 1, sendo o valor de Beta obtido no datasheet do componente de 3950. A Figura 16 apresenta as curvas obtidas.

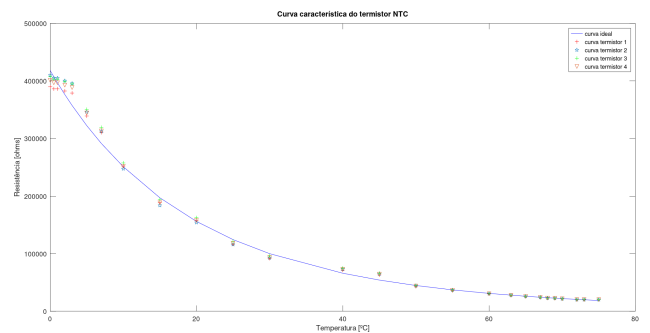


Figura 16: Curva característica dos termistores NTC

IV. CONCLUSÃO

Neste trabalho foi desenvolvido um cateter esofágico para monitoramento de temperatura. Ele surgiu da necessidade de aprofundar os estudos que buscam evitar a formação de fístula átrio-esofágica (FAE) como complicação da ablação cardíaca por radiofrequência (ACRF), ao tratar a Fibrilação Atrial (FA). Essa complicação acontece devido à distribuição de calor nos tecidos, que deveria ser retido apenas no átrio esquerdo(AE).

O propósito deste estudo foi criar uma metodologia em que seja possível o monitoramento de temperatura intraesofágico para possibilitar trabalhos futuros em que seja realizado o resfriamento da parede esofágica a fim de promover uma melhor distribuição de temperatura, de forma a serem evitadas lesões e FAE no esôfago.

Para a estrutura, foi escolhido o látex como matéria-prima do módulo do cateter pela sua biocompatibilidade e usabilidade. A implementação foi por imersão em látex pré-vulcanizado bicentrifugado com moldes de poliacetal das partes.

Para realizar a medição de temperatura foi desenvolvido um circuito de termistores que conta com termistores em pontes de Wheatstone, amplificador operacional de instrumentação filtro passa-baixas, seguidor de tensão (buffer), limitador de tensão e um microcontrolador Arduino. O esquemático do circuito foi desenvolvido no Software Easy EDA. Para implementação futura, é necessário gerar o Gerber da PCB (Printed Circuit Board) para que ela seja impressa e os componentes sejam soldados. Dessa forma o circuito fica menos propenso a ruídos vindos de mau contato entre os componentes.

Os termistores foram calibrados utilizando um banho maria que variou a temperatura da água de 0 a 100 °C. Os dados foram enviados para o software Octave via comunicação serial onde foram calculados os coeficientes do polinômio de Lagrange de grau 3. Posteriormente os polinômios encontrados foram programados no microcontrolador e então foi realizado um ensaio a fim de avaliar a precisão das medições realizadas. De acordo com o RMS, a precisão foi de aproximadamente 0,2 °C.

Este trabalho possui resultados prometedores em relação ao módulo do cateter. Os estudos dele devem ser complementados com a impressão da placa de circuito impresso como já sugerido, além da implementação de mais testes comprobatórios da sua eficiência, como a integração com o cateter abrador para serem avaliadas as interferências dele no circuito por exemplo. Também são necessários estudos futuros para implementar o circuito responsável pelo resfriamento do cateter.

Dessa forma, o desenvolvimento do cateter esofágico de látex para monitoramento de temperatura propôs uma solução de engenharia para tornar o procedimento

de ablação cardíaca por cateter por radiofrequência mais seguro ao intentar evitar o desenvolvimento da FAE.

REFERÊNCIAS

- AL, J. C. W. L. C. H. C. L. C. J. C. J. J. et. *Guideline for the Management of Patients With Atrial Fibrillation: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society in Collaboration With the Society of Thoracic Surgeons*. 2019.
- BLUM S.; AESCHBACHER, S. M. P. Z. L. R. T. B. J. H. e. a. Incidence and predictors of atrial fibrillation progression. *J Am Heart Assoc.*, 2019.
- CAPPATO R.; CALKINS, H. C. S. A. D. W. I. Y. K. j. e. a. Update worldwide survey on the methods, efficacy, and safety of catheter ablation for human atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol*, 2010.
- CUMMINGS J. E.; SCHWEIKERT, R. A. S. W. I. B. J. D. B. J. G. J. e. a. Assessment of temperature, proximity, and course of the esophagus during radiofrequency ablation within the left atrium. *Circulation*, 2005.
- DAI H.; ZHANG, Q. M. A. A. M. E. S. A. B. R. e. a. Global, regional, and national prevalence, incidence, mortality, and risk factors for atrial fibrillation, 1990–2017: results from the global burden of disease study 2017. *Eur Heart J Qual Care Clin Outcomes*, 2021.
- FARIA PRISCILLA COSTA DE SOUZA, G. P. S. S. d. S. R. F. R. e. A. F. d. R. Sylvia de S. Estudo sobre a propagação do calor durante o procedimento de ablação cardíaca com e sem resfriamento da parede esofágica. *XII Simpósio de Engenharia Biomédica*, 2019.
- FARIA, S. S. *MÓDULO PARA MEDIÇÃO E CONTROLE DA TEMPERATURA NO ESÔFAGO DURANTE O PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO CARDÍACA*. Tese (Doutorado) — UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, 2018.
- GILLINOV A. M.; PETTERSSON, G. R. T. W. Esophageal injury during radiofrequency ablation for atrial fibrillation. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, v. 122, n. 6, p. 1239–1240, 2001. ISSN 00225223.
- GUYTON, A. C. *Fisiologia Humana*. [S.l.]: 6th ed. Mississippi: Editora Guanabara, 1988.
- LIMA C. M. R.; TEIXEIRA, F. J. L. R. C. D. Chasing new non-invasive parameters to predict atrial fibrillation after radiofrequency catheter ablation. *Arq Bras Cardiol*, 2023 Mar.
- LIP, G. Y. The abc pathway: an integrated approach to improve af management. *Nat Rev Cardiol*, 2017.
- MAGALHÃES, L. P. e. a. Ii diretrizes brasileiras de fibrilação atrial. In: *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. [S.l.: s.n.], 2016. p. v. 106, n. 4, p. 1–22. ISSN 16784170.
- OLIVEIRA, B. D. “Estudo sobre o efeito de técnicas preventivas na incidência de lesões esofageanas após ablação do átrio esquerdo para tratamento de fibrilação atrial. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2015.
- PATSKO, L. F. *Aplicações, Funcionamento e Utilização de Sensores*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Carlos, 2006.
- RAVI, V. e. a. Mortality benefit of catheter ablation versus medical therapy in atrial fibrillation: An rct only meta-analysis. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 2022.
- SMITH G. A.; KLEIMAN, A. M. Case report of a rare iatrogenic atrial esophageal fistula and anesthetic considerations for primary surgical repair. *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.*, 2017.
- SOUSA, R. A. Cateter esofágico para medição de temperatura durante procedimento de ablação cardíaca por rádiofrequência. *Universidade de Brasília.*, 2009.
- SOUZA, P. C. *Módulo esofágico para resfriamento durante cirurgia de ablação cardíaca por radiofrequência*. Tese (Doutorado) — Universidade de Brasília, 2019.
- TSCHABRUNN, C. M. e. a. Comparison between single- and multi-sensor oesophageal temperature probes during atrial fibrillation ablation: Thermodynamic characteristics. *Europace*, v. 17, n. 6, p. 891–897, 2015. ISSN 15322092.
- WANG J.; MENG, X. L. H. C. Y. H. J. . X. C. O volume do apêndice atrial esquerdo prediz a recorrência de fibrilação atrial

após ablação por cateter de radiofrequência: Uma metanálise. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2023.