



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO SENSU* EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

CARLA SEPTÍMIO MARGALHO

**PRESENÇA DE CORRENTE ELÉTRICA PASSIVA (EFEITO ANTENA)
DURANTE APLICAÇÃO DE RADIOFREQUÊNCIA EM ABLAÇÃO DE
ARRITMIAS SUPRAVENTRICULARES**

Brasília

2022

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO SENSU* EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

CARLA SEPTÍMIO MARGALHO

**PRESENÇA DE CORRENTE ELÉTRICA PASSIVA (EFEITO ANTENA)
DURANTE APLICAÇÃO DE RADIOFREQUÊNCIA EM ABLAÇÃO DE
ARRITMIAS SUPRAVENTRICULARES**

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção de Título de Doutora em Ciências da Saúde pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Patrícia de Paula

Brasília

2022

CARLA SEPTÍMIO MARGALHO

**PRESENÇA DE CORRENTE ELÉTRICA PASSIVA (EFEITO ANTENA)
DURANTE APLICAÇÃO DE RADIOFREQUÊNCIA EM ABLAÇÃO DE
ARRITMIAS SUPRAVENTRICULARES**

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção de Título de Doutora em Ciências da Saúde pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Aprovada em 27 de outubro de 2022.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Ana Patrícia de Paula (presidente)
Fundação de Ensino e Pesquisa em Ciências da Saúde

Prof. Dr. Daniel França Vasconcelos
Universidade de Brasília

Profa. Dra. Sandra de Barros Cobra Negreiros
Hospital de Base do Distrito Federal

Prof. Dr. Luís Carlos Vieira Matos
Hospital de Base do Distrito Federal

Prof. Dr. Fábio Ferreira Amorim (suplente)
Fundação de Ensino e Pesquisa em Ciências da Saúde

Dedico este trabalho

À minha mãe amada, que sempre soube me incentivar e desafiar com seu amor, nunca permitindo que eu fraquejasse diante dos obstáculos. Sem palavras para demonstrar minha eterna gratidão.

Ao meu amado marido, um exímio companheiro nestes vinte anos de jornada, sempre um grande incentivador de meus projetos e ambições. Indubitavelmente sem a sua dedicação e participação nada seria possível.

Ao meu filho, meu coração, minha maior realização até hoje.

Aos meus queridos irmãos Laumar, Márcio e Paula, que me incentivaram sempre na conquista de meus sonhos e são exemplos de força, amor e dedicação ao que fazem.

A todos os meus sobrinhos e sobrinhas, meus amores emprestados, para que talvez lhes sirva como um farol a iluminar a eterna busca pelos seus sonhos. Criemos sempre as oportunidades e sigamos em frente.

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente ao Dr. Osório Luís Rangel por ter sempre me direcionado para a obtenção do melhor conhecimento científico e acreditado enormemente em minha capacidade de ir em frente. Sem a sua orientação eu não teria me desafiado a cumprir este projeto.

Um dos mais importantes agradecimentos dedico ao Dr. Henrique César de Almeida Maia, que fomentou a ideia do projeto, criou o dispositivo de captação de dados e tolerou ao longo dos anos a minha total incapacidade emocional de gerir os piores momentos que envolveram a construção de um trabalho desta magnitude. Sempre serei imensamente agradecida pelo seu companheirismo e ensinamentos.

À minha orientadora, Dra. Ana Patrícia de Paula, sábia e paciente professora ao longo desta jornada.

Ao Prof. Dr. José Carlos Quinágua e Silva, meu coorientador, um eterno exemplo de sabedoria e humildade e acima de tudo de humanidade para com todos ao seu redor. Infelizmente, abatido durante a pandemia de 2020, deixou-nos num vácuo de saudade e tristeza por sua partida tão precoce. Tive o privilégio de conviver com ele como um grande profissional, sempre dedicado aos pacientes e ao Hospital de Base do Distrito Federal (HBDF)

Agradeço a todos os componentes do grupo Ritmocárdio, em especial ao Dr. Tamer N. Seixas, ao Dr. Sobral Neto e ao Dr. Ayrton Péres, que foram meus professores em arritmia e eletrofisiologia e meus exemplos de boa prática médica e ética. Agradeço também à equipe do Núcleo de Hemodinâmica do HBDF pela ajuda fundamental. Sem estes parceiros não teria sido possível a execução do estudo.

Menções devem ser feitas ao estatístico Clesito e aos revisores César Melo e Renato Argollo pela disponibilidade e competência.

À Universidade de Brasília e à Fundação de Ensino e Pesquisa em Ciências da Saúde (FEPECS) por tornarem possível este projeto.

Agradeço infinitamente à luz DIVINA, DEUS, por me fazer capaz de realizar meus sonhos e ultrapassar obstáculos.

“A ciência consiste em substituir o saber que parecia seguro por uma teoria, ou seja, por algo problemático”. (José Ortega y Gasset)

RESUMO

Presença de corrente elétrica passiva (efeito antena) durante aplicação de radiofrequência em ablação de arritmias supraventriculares. [tese]. Brasília: Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília; 2022.

Introdução: A lesão térmica esofágica é uma complicação secundária da aplicação de radiofrequência (RF) durante a ablação de fibrilação atrial. Para prevenir tal lesão, pode-se monitorar o aumento da temperatura esofágica por meio de sondas de pontas metálicas. Contudo, a colocação do cateter de ablação e da sonda sob o mesmo campo eletromagnético pode contribuir para lesão do esôfago, pela geração de energia passiva (“efeito antena”). **Objetivo:** Avaliar se a presença de sonda metálica posicionada dentro do campo eletromagnético criado pela RF poderia aquecer o esôfago em razão do “efeito antena”. **Método:** 30 pacientes com diagnóstico de taquicardia supraventricular foram submetidos à ablação com aplicação de RF e monitoramento da temperatura esofágica com sonda de ponta metálica. Voltagem unipolar e bipolar, corrente elétrica, densidade de corrente, potência alcançada, potência programada no aparelho de RF, distância da ponta do cateter de ablação até a ponta da sonda metálica e a temperatura esofágica foram gravadas antes (PRÉ), durante (ON) e depois (PÓS) da ablação por RF. **Resultados:** Durante a aplicação da RF houve aumento significativo da voltagem bipolar (12,3%, $p < 0.001$), da voltagem unipolar (67,1%, $p < 0.0001$), da corrente elétrica (11,2%, $p < 0.0001$), da densidade (11,1%, $p < 0.0001$) e da potência alcançada (14,5%, $p < 0.05$). A mudança da distância entre a ponta do cateter de ablação e a ponta da sonda metálica não contribuiu para o efeito, e a temperatura detectada variou pouco durante a aplicação de RF ($37,02 \pm 0,29$). **Conclusão:** Durante o processo de ablação por RF, houve geração de corrente elétrica passiva na ponta da sonda metálica sem variação significativa da temperatura esofágica.

Palavras-chave: fibrilação atrial; perfuração esofágica; doença esofágica; ablação por radiofrequência; ablação por cateter; monitorização esofágica.

ABSTRACT

Presence of passive electric current (antenna effect) during radiofrequency application in supraventricular arrhythmia ablation.

Introduction: esophageal thermal injury is a complication secondary to the application of radiofrequency (RF) during ablation of atrial fibrillation. To prevent such injury, the increase in esophageal temperature can be monitored by means of metal-tipped probes. However, placing the ablation catheter and probe under the same electromagnetic field may contribute to esophageal injury by passive energy generation (antenna effect). **Objective:** To evaluate whether the presence of a metal probe placed within the electromagnetic field created by RF could heat the esophagus due to the antenna effect. **Method:** 30 patients diagnosed with supraventricular tachycardia underwent ablation with RF application and esophageal temperature monitoring with a metal-tipped probe. Uni- and bipolar voltage, electric current, current density, power, programmed power in the RF device, distance from the tip of the ablation catheter to the tip of the metal probe, and esophageal temperature were recorded before (PRE), during (ON), and after (POST) RF ablation procedure. **Results:** During RF application, there was a significant increase in bipolar voltage (12.3%, $p < 0.001$), unipolar voltage (67.1%, $p < 0.0001$), electric current (11.2%, $p < 0.0001$), density (11.1%, $p < 0.0001$) and power (14.5%, $p < 0.05$). Changing the distance between the tip of the ablation catheter and the tip of the metal probe did not contribute to the effect, and the detected temperature varied few during the application of RF ($37,02 \pm 0,29$). **Conclusion:** during the RF ablation process, there was passive electric current generation at the tip of the metal probe no significant temperature variation in esophageal temperature.

Keywords: atrial fibrillation; esophageal perforation; esophageal disease; radiofrequency ablation; catheter ablation; esophageal monitoring.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Vista (a) de uma perspectiva posterolateral esquerda para mostrar o trajeto do esôfago (Eso) e da aorta descendente (DA) em relação ao átrio esquerdo (LA); (b) visão geral de uma secção transtorácica de um cadáver mostrando as localizações do esôfago, a aorta descendente e os nervos vagos (círculos tracejados em vermelho); (c) angiotomografia lateral direita; (d) tomografia computadorizada sagital de tórax mostrando a relação do esôfago (amarelo) com o átrio esquerdo (vermelho). **20**
- Figura 2.** Visualização da sonda de temperatura luminal esofágica (LET) com ecocardiografia intracardíaca (ICE). A = Corte transversal de um cadáver demonstrando a relação entre o átrio esquerdo (LA) e o esôfago (ESO). Neste espécime cadavérico, nenhuma sonda é colocada no esôfago. A sonda ICE está no átrio direito (RA) e indicada pelo asterisco. O triângulo vermelho aproxima o campo de visão da sonda ICE. B = Imagem ICE do RA visualizando o LA e a aorta. C = Corte transversal de um cadáver demonstrando a relação entre o LA e o esôfago. Neste espécime cadavérico, uma sonda (seta) é colocada no esôfago. A sonda ICE está no RA e indicada pelo asterisco. O triângulo vermelho aproxima o campo de visão da sonda ICE. D = Imagem ICE do RA visualizando o LA e a aorta. A seta corresponde à sonda esofágica; asterisco corresponde à sonda ICE. **25**
- Figura 3.** Esquemas das posições do cateter e da aplicação de radiofrequência (RF). **30**
- Figura 4.** Aplicação de radiofrequência (RF) e a física da lesão com condução radial do aquecimento. **31**
- Figura 5.** Morfologia (A) da área de ablação com corte transversal macroscópico de uma linha de ablação do átrio direito (as setas apontam para a extensão visível do necrose) com lesão claramente delineada (macroscopicamente com 3 mm de profundidade) e borda hemorrágica; (B) Corte transversal histológico da linha do istmo atrial esquerdo não transmural com hematoma intramural e núcleo necrótico até uma profundidade de 4,5 mm; (C) Ampliação de B: zona de transição de necrose completa (parte superior; células miocárdicas anucleares, necrose) e dano térmico parcial (abaixo, estrias das células miocárdicas e alguns núcleos visíveis); (D) Ampliação de B: tecido de granulação rico em capilares e reação de remoção com capilares dilatados e sangramento intramural. **32**

| | | |
|-------------------|--|-----------|
| Figura 6. | Efeito (A) da temperatura na interface eletrodo-tecido e o tamanho da lesão <i>in vitro</i> . (B) Excitabilidade do tecido durante a hipertermia. | 33 |
| Figura 7. | Esquema demonstrando: (a) diferença de potencial (ΔV) entre dois pontos (V_A e V_B) com movimentação de carga elétrica (E); (b) campo elétrico (i) em movimento gerando campo magnético (B). | 34 |
| Figura 8. | Espectro mostrando todos os tipos de radiação eletromagnética que existem no nosso universo. | 35 |
| Figura 9. | Data Logger, aparelho usado para captar dados coletados pela sonda esofágica. A foto à direita representa o ponto de conexão com a sonda. | 42 |
| Figura 10. | Imagem fotográfica de radioscopia à esquerda com zoom da régua radiopaca e cateteres diagnóstico e de ablação dentro da área cardíaca e sonda posicionada dentro do esôfago. Imagem fotográfica da radioscopia à direita em posição posteroanterior mostrando a sonda esofágica e a relação com cateteres. | 43 |
| Figura 11. | Gráficos A, B, C, D, E e F mostram os coeficientes de correlação de Pearson (r) entre as variáveis Distância, Voltagem, Corrente elétrica e Temperatura. | 51 |
| Figura 12. | Gráfico G mostra a correlação de Pearson (r) entre Corrente elétrica e Voltagem bipolar. | 53 |
| Figura 13. | Gráficos H, I, J, K, L, M, N, O, P, Q mostram os coeficientes de correlação de Pearson entre as variáveis Voltagem, Corrente elétrica e Potência. | 55 |
| Figura 14. | Autovalores x Fatores (<i>Scree-Plot</i>). | 62 |
| Figura 15. | Representação gráfica dos fatores. | 65 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|-----------|
| Tabela 1 – Quantidade de dados coletados de acordo com o momento da aplicação da radiofrequência e o diâmetro da ponta do cateter. | 48 |
| Tabela 2 – Medidas descritivas de acordo com o momento da aplicação. | 49 |
| Tabela 3 – Coeficientes de correlação de Pearson entre as variáveis Distância, Voltagem, Corrente elétrica e Temperatura. | 52 |
| Tabela 4 – Significância das correlações entre as variáveis Distância, Voltagem, Corrente elétrica e Temperatura (teste t de Student). | 52 |
| Tabela 5 – Coeficientes de correlação de Pearson entre as variáveis Voltagem, Corrente elétrica e Potência. | 56 |
| Tabela 6 – Significância das correlações entre as variáveis Voltagem, Corrente elétrica e Potência (teste t de Student). | 56 |
| Tabela 7 – Matriz de correlação ¹ – Coeficientes de correlação e estatísticas (p-valor do teste t de Student). | 58 |
| Tabela 8 – Teste KMO e teste de esfericidade de Bartlett. | 59 |
| Tabela 9 – Comunalidades. | 59 |
| Tabela 10 – Variância total explicada. | 61 |
| Tabela 11 – Componentes principais rotacionados ¹ e respectivas cargas fatoriais. | 64 |
| Tabela 12 – Análise de variância – Diferença entre as variáveis. | 66 |
| Tabela 13 – Análise de comparações múltiplas – Teste Tukey. | 68 |
| Tabela 14 – Variáveis estudadas nos momentos PRÉ, ON e PÓS relacionados à Radiofrequência. | 69 |
| Tabela 15 – Teste t de Student – Diferenças calculadas x Potências programadas. | 70 |
| Tabela 16 – Teste t de Student pareado – Diferenças das razões calculadas entre os momentos PRÉ e ON. | 71 |
| Tabela 17 – Poder de explicação do modelo. | 72 |
| Tabela 18 – Análise de variância – Da análise preditiva. | 73 |
| Tabela 19 – Coeficientes e estatísticas da regressão. | 73 |
| Tabela 20 – ANOVA do ajuste entre $\hat{\xi}^2$ e \hat{Y}^2 . | 74 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|------------------------------|--|
| ACC | American College of Cardiology |
| AHA | American Heart Association |
| APHRS | Asia Pacific Heart Rhythm Society |
| BITS | Dígito binário em português; é a menor unidade de informação que pode ser armazenada ou transmitida na comunicação de dados |
| DA | Aorta descendente (em português) |
| ECAS | European Cardiac Arrhythmia Society |
| EDA | Endoscopia Digestiva Alta |
| eGFR | Estimativa da taxa de filtração glomerular |
| EHRA | European Heart Rhythm Association |
| Eso | Esôfago |
| HRS | Heart Rhythm Society |
| ICE | Ecocardiografia intracardíaca (em português) |
| KMO | Kaiser-Meyer-Olkin |
| LA | Átrio esquerdo (em português) |
| LET | Temperatura luminal esofágica (em português) |
| MSA | Measure of Sampling Adequacy |
| RF | Radiofrequência |
| RN: | Razão Normalizada Internacional |
| RNM | Ressonância Nuclear Magnética |
| SOLAECE | Sociedad Latinoamericana de Estimulación Cardíaca y Eletctrofisiología |
| TC | Tomografia computadorizada |
| TCLE | Termo de Consentimento Livre e Esclarecido |
| USB | Universal Serial Bus (em português, porta serial universal) |
| ΔT | Intervalo de tempo |
| ΔV | Diferença potencial |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|--------------------------|-----------------------------------|
| bpm | batimento por minuto |
| °C | grau Celsius |
| C/s | coulomb/segundo |
| cm | centímetro |
| cm² | centímetro quadrado |
| cm/s | centímetro por segundo |
| Fr | French (1Fr = 1/3mm) |
| ° | grau |
| H | hora |
| Hz | hertz |
| KHz | quilohertz |
| mm | milímetro |
| ms | milissegundo |
| m/s | metros por segundo |
| mV | milivolts |
| nA | nanoampere (10^{-6} mA) |
| nA/mm² | nanoampere por milímetro quadrado |
| pW | picoWatts (10^{-12} watts) |
| % | porcentagem |
| s | segundo |
| W | watts |
| V | volt |

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 15 |
| 2 | REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 18 |
| | 2.1 FORMAÇÃO DA LESÃO ESOFÁGICA RELACIONADA À APLICAÇÃO DE RADIOFREQUÊNCIA | 18 |
| | 2.2 A BIOFÍSICA DA LESÃO TÉRMICA POR RADIOFREQUÊNCIA | 26 |
| | 2.3 TERMODINÂMICA DA ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA (RF) | 29 |
| | 2.4 EFEITO ANTENA | 33 |
| | 2.4.1 Conceitos físicos | 33 |
| | 2.4.2 Conceito de efeito antena no contexto da ablação por RF | 35 |
| | 2.5 FUNDAMENTOS | 36 |
| 3 | OBJETIVOS | 37 |
| | 3.1 GERAL | 37 |
| | 3.2 ESPECÍFICOS | 37 |
| 4 | MÉTODOS | 38 |
| | 4.1 DELINEAMENTO E CONTEXTO DO ESTUDO | 38 |
| | 4.2 DEFINIÇÃO DA AMOSTRA | 39 |
| | 4.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO | 39 |
| | 4.4 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO | 39 |
| | 4.5 COLETA DE DADOS | 39 |
| | 4.6 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS | 40 |
| | 4.7 INFORMAÇÕES COLETADAS PARA ANÁLISE | 41 |
| | 4.8 PROTOCOLO DE PROCEDIMENTO | 41 |
| | 4.9 AFERIÇÃO DOS PARÂMETROS | 44 |
| | 4.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA | 45 |
| 5 | RESULTADOS | 48 |
| | 5.1 CORRELAÇÃO ENTRE AS VARÁVEIS ESTUDADAS | 49 |
| | 5.1.1 Distância (cm) x Voltagem (mV) e Corrente elétrica (nanoA) | 50 |
| | 5.1.2 Voltagem (mV) e Corrente elétrica (nanoA) x Potência (picoV) e Potência programada (W) | 53 |
| | 5.2 ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS (PCA) | 57 |
| | 5.3 ANÁLISE DE VARIÂNCIA | 66 |
| | 5.4 ANÁLISE PREDITIVA: MÍNIMOS QUADRADOS PONDERADOS | 71 |
| | 5.5 PRINCIPAIS RESULTADOS | 75 |

| | | |
|-----------------|---|--------------------|
| 6 | DISCUSSÃO | 78 |
| 6.1 | LIMITAÇÕES | 84 |
| 7 | CONCLUSÃO | 85 |
| | REFERÊNCIAS | 86 |
| | | |
| ANEXO | | 97 |
| | ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA | 98 |
| APÊNDICE | | 99 |
| | APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO | 100 |
| | APÊNDICE 2 – FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS | 106 |
| | APÊNDICE 3 – CÁLCULOS E TESTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA I | 107 |
| | APÊNDICE 4 – CÁLCULOS E TESTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA II | 108 |
| | APÊNDICE 5 – CÁLCULOS E TESTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA III | 109 |
| | APÊNDICE 6 – CÁLCULOS E TESTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA IV | 110 |
| | APÊNDICE 7 – TELA DE EQUIPAMENTO DE REGISTRO DO DATA LOGGER | 111 112 |
| | APÊNDICE 8 – CIRCUITO ELETRÔNICO DO DATA LOGGER | 113 |
| | APÊNDICE 9 – PROPORÇÃO DE PACIENTES SEGUNDO O MOMENTO DA APLICAÇÃO E O CATETER | 114 |
| | APÊNDICE 10 – MÉDIAS DAS VARIÁVEIS SEGUNDO O MOMENTO DA APLICAÇÃO | 115 |
| | APÊNDICE 11 – MÉDIAS E DESVIOS-PADRÕES DAS VARIÁVEIS SEGUNDO O MOMENTO DA APLICAÇÃO | 116 |
| | APÊNDICE 12 – MÉDIAS E DESVIOS-PADRÕES DAS DIFERENÇAS CALCULADAS X POTÊNCIA PROGRAMADA | 117 |
| | APÊNDICE 13 – MÉDIAS DAS RAZÕES CALCULADAS SEGUNDO OS MOMENTOS PRÉ E ON | |

1. INTRODUÇÃO

Os mecanismos eletrofisiológicos que envolvem os tecidos e as células especializadas cardíacas são heterogêneos, implicando complexa formação de distúrbios do batimento do coração. As diferenças na expressão, na distribuição intercelular dos canais iônicos e das conexinas são importantes determinantes da condução do impulso elétrico. (1)

Estudos teóricos e experimentais realizados por Jalife e colaboradores (1) têm sugerido que exista um gradiente no acoplamento elétrico dos canais e que a presença de vias de condução preferencial dentro do nó sinusal permita que o impulso chegue ao músculo atrial e, assim, inicie o batimento cardíaco. Desta forma, canais intercelulares que expressem heterogeneamente proteínas (conexinas) podem ser facilitadores de condução entre o tecido especializado (marcapasso dominante) e o miocárdio atrial e podem se correlacionar com os locais de saída de dispersão elétrica. Assim, o comportamento eletrofisiológico do tecido muscular cardíaco (miócitos) é responsável pelas repercussões clínicas relacionadas ao surgimento de arritmias supraventriculares, em especial da fibrilação atrial. (1)

O foco ao longo das últimas décadas esteve voltado para o melhor entendimento fisiopatológico das arritmias e para o tratamento pouco invasivo, comumente chamado de ablação. Adicionalmente a esta abordagem terapêutica, novas tecnologias foram desenvolvidas visando incorporar alternativas de mapeamento e de liberação de diferentes fontes de energias, (2-3) tais como radiofrequência, ultrassom, *laser* e crioterapia, com o objetivo de interromper o circuito responsável pela perturbação do ritmo cardíaco com a maior segurança possível. (4-7)

A ablação por meio da aplicação de radiofrequência é tradicionalmente usada desde meados de 1986 e evoluiu como procedimento invasivo alternativo para o tratamento de arritmias sintomáticas, tanto supraventriculares quanto ventriculares. Para tanto é introduzido um cateter no(a) paciente via punção endovascular percutânea e liberados pulsos de radiofrequência nas regiões endocárdicas e/ou epicárdicas que geram lesão térmica por efeito Joule, (8-11) o que causa danos ao tecido e interrompe o circuito de arritmia. Os efeitos dessa hipertermia são irreversíveis com temperaturas iguais ou acima de 50 °C. (6,11)

O rápido crescimento do uso da radiofrequência em substituição à alta energia de corrente direta demandou conhecimento acerca de seu funcionamento. Neste contexto, a ablação por lesão térmica de arritmias atriais, supraventriculares, direitas ou esquerdas ganhou importância, mas trouxe desafios. Dentre estes, a redução de eventuais riscos no procedimento, como o surgimento de lesões esofágicas relacionadas à aplicação de radiofrequência durante a ablação de fibrilação atrial. (12-15) A injúria esofágica tem sido atribuída à transferência de calor e não a efeitos elétricos deste tipo de energia. (16-17)

Ao longo do tempo, diferentes estratégias foram descritas para prevenir lesão de esôfago durante a ablação, entre elas os métodos de imagens, como tomografia multislice, ecocardiograma intracardíaco e a monitorização da temperatura esofágica por meio de sondas intraluminais. (18-21) No entanto, os métodos para prevenir têm limitações, em decorrência das variações anatômicas do curso do esôfago e das dificuldades relacionadas à movimentação da sonda e à previsibilidade ou não da posição esofágica em relação à parede do átrio. (22-25)

O uso de sonda de monitoração de temperatura esofágica, ainda que seja uma prática comum, não é adotado por todos os centros de eletrofisiologia, (26-28) sendo que existem vários tipos e características de sondas, entre estas aquelas com ponta metálica que trazem por vantagem alta velocidade de registro de alterações de temperatura e fácil mobilidade dentro do esôfago. (29-31)

Outrossim, o uso de sondas intraesofágicas pode ser controverso, alguns centros mencionam que sua presença para monitorizar temperatura na luz do esôfago seria uma possível causa adicional de lesão esofágica. (4,32-36) Esse argumento tem por base a possibilidade de geração de energia pela diferença entre a resistência elétrica do metal da sonda e do tecido do esôfago em face da colocação dos mesmos sob um campo eletromagnético, sendo este decorrente da aplicação de energia de radiofrequência, pelo cateter dentro do átrio. (37)

Pérez e colaboradores (37) demonstram que ocorre essa geração de energia em pequena quantidade, sem relato, entretanto, de aumento de temperatura secundária a esse fenômeno a ponto de provocar injúria na parede do esôfago. Então a lesão esofágica continuaria sendo, desta forma, atribuída apenas à condução de calor proveniente do cateter atrial. (16-17)

No entanto, existem descrições de lesões passivas com o uso de cateteres multipolares diagnósticos colocados dentro do átrio esquerdo durante ablação de

fibrilação atrial. (22,38) Embora essa seja uma situação diferente da monitorização por sonda esofágica, dada a inexistência de tecido entre o cateter de ablação e os cateteres multipolares e a distância entre eles, essa informação levanta a possibilidade da ocorrência desse tipo de efeito, ainda não documentado em pacientes. (37) Ou seja, materiais metálicos próximo ao campo eletromagnético gerado pela radiofrequência podem levar ao aquecimento remoto de tecidos, aumentando potencialmente a chance de lesão térmica localmente por efeito antena.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 FORMAÇÃO DA LESÃO ESOFÁGICA RELACIONADA À APLICAÇÃO DE RADIOFREQUÊNCIA

A ablação por meio de cateter pode ser a primeira linha de tratamento para algumas arritmias. (7) Para outras, é uma alternativa terapêutica quando ocorre falha com o uso de medicações. Independentemente do tipo de energia empregada, a ablação tem por objetivo a destruição do foco arritmogênico sem comprometimento da integridade do tecido cardíaco, dos vasos sanguíneos e das estruturas adjacentes. (8-9)

A radiofrequência como fonte de energia, empregada desde o século XX, propiciou, diferentemente da corrente direta, a ampliação do uso da terapia invasiva das arritmias com menos complicações, tendo parâmetros controlados como temperatura e potência e condições de controle do tamanho da lesão. (8) Em geral, a ablação por radiofrequência, em parâmetros adequados, causa mínimo desconforto ao paciente sem provocar arritmias, sendo um procedimento geralmente seguro e eficaz. (39-40)

Durante a aplicação de corrente elétrica em uma frequência de onda entre 200 Khz e 1200 Khz, média de 400 Khz a 500 Khz, há aquecimento tecidual por aumento da temperatura na ponta do eletrodo de ablação. (39,41) O gerador na radiofrequência produz corrente alternante com padrão sinusoidal, levando a aquecimento resistivo. Forma-se um dipolo entre o terminal terra no(a) paciente (eletrodo indiferente ou passivo) e outro dentro do átrio (eletrodo de ablação ou ativo). Próximo ao eletrodo de ablação há um termistor que informa a temperatura durante a aplicação. O cateter, portanto, transfere energia eletromagnética e esta é transformada em térmica.

Após a liberação da energia o aquecimento provoca danos celulares por desnaturação de proteínas seguidos de coagulação, o que leva à interrupção da condução elétrica pela fibra cardíaca. (41) O tamanho da lesão é proporcional à potência liberada, à temperatura na interface eletrodo-tecido, ao diâmetro do eletrodo,

ao tipo de eletrodo usado e à pressão de contato. Temperaturas iguais ou acima de 50 °C são necessárias para levar à injúria irreversível. (39-41)

A passagem de corrente de radiofrequência entre o eletrodo ativo e o tecido até o eletrodo indiferente gera aquecimento, que é responsável pela formação da lesão. Como a área de superfície da ponta do cateter é pequena em comparação com a do eletrodo passivo, a maior densidade de elétrons concentra-se na ponta, levando ao aquecimento na interface cateter-tecido e nas áreas circundantes. A corrente dissipa-se radialmente a partir da ponta do cateter de ablação e é inversamente proporcional ao quadrado da distância da ponta do cateter. (41)

A variação anatômica em relação à orientação espacial entre o átrio esquerdo e o esôfago, bem como a existência ou não de camada gordurosa periesofágica, graus de espessamento das paredes atriais e esofágica, área de superfície de contato entre as duas estruturas e ainda o deslocamento provocado pelo arco aórtico são responsáveis pelo maior ou menor risco de injúria esofágica durante ablação de arritmias atriais esquerdas. (42)

Em geral o esôfago encontra-se em contato com as porções média e inferior do átrio esquerdo, sendo que cerca de 90% dos pacientes apresentam o esôfago paralelo ao óstio da veia pulmonar superior esquerda ou seguindo um curso oblíquo da superior esquerda para a inferior direita. Os óstios das veias pulmonares inferiores estão ligeiramente localizados mais para o centro do átrio esquerdo, quando comparados com os óstios das veias pulmonares superiores. (31)

No caso da fibrilação atrial, em que os alvos são os óstios das veias pulmonares, existem possíveis complicações por injúrias a estruturas adjacentes, como esôfago e nervo frênico (Figura 1). (42-44) A fístula atrioesofágica, nesse contexto, embora de ocorrência rara, tem desfecho catastrófico, com alta morbidade e frequentemente fatal. (45-46)

Análises realizadas, em modelagem teórica, oferecem uma ferramenta poderosa para prever e recriar a lesão esofágica, com as mesmas características daquela clinicamente observada, quando a temperatura da parede do esôfago atinge temperaturas iguais ou maiores que 50 °C. (6,40,47) Esses experimentos descreveram lesões por radiofrequência, evidenciando lesão por necrose decorrente de coagulação, infiltrados com reação inflamatória e hemorragia, além de interrupção de fibras elásticas. Nesses estudos, as lesões térmicas associaram-se a maiores graus

de infiltrado no tecido esofágico, com perda da elasticidade e desnaturação do colágeno, em comparação com a crioblação.

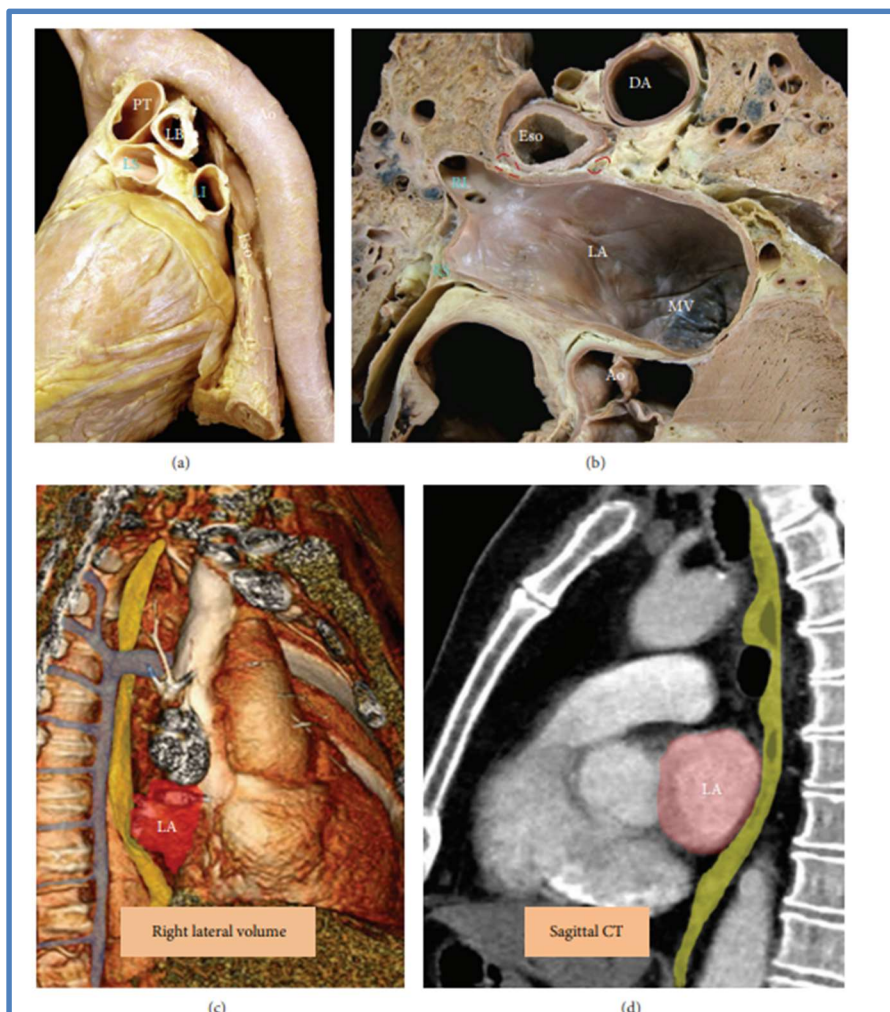


Figura 1. Vista (a) de uma perspectiva posterolateral esquerda para mostrar o trajeto do esôfago (Eso) e da aorta descendente (DA) em relação ao átrio esquerdo (LA); (b) Visão geral de uma secção transtorácica de um cadáver mostrando as localizações do esôfago, a aorta descendente e os nervos vagos (círculos tracejados em vermelho); (c) Angiotomografia lateral direita; (d) Tomografia computadorizada sagital de tórax mostrando a relação do esôfago (amarelo) com o átrio esquerdo (vermelho).

LI = Veia pulmonar inferior esquerda; LS = Veia pulmonar superior esquerda; MV = Válvula mitral; PT = Tronco pulmonar; Ao = Válvula aórtica; LB = Brônquio esquerdo; RI = Veia pulmonar inferior direita; RS = Veia pulmonar superior direita.

Fonte: Sánchez-Quintana D, et al. (43)

Em razão de variáveis como controle de temperatura e potência, diâmetro da ponta do cateter e pressão de contato, é difícil garantir uma lesão transmural sem

aplicar excesso de energia, sendo este último o principal responsável pelas complicações do procedimento. (48)

A sobreposição de linhas de ablação circunferenciais na parede posterior do átrio esquerdo propicia lesões esofágicas. Sendo assim, embora se possa controlar temperatura e tempo de aplicação, a profundidade das lesões não é controlável. O dilema ocorre entre criar lesões pouco profundas e ineficazes ou profundas a ponto de causar injúria em estruturas adjacentes. (48)

Embora vários fatores estejam envolvidos como causa de injúria térmica esofágica, os efeitos da distribuição da temperatura no esôfago permanecem pouco conhecidos. (16) O método de elemento finito descrito no estudo de Bejano et al. permite o cálculo de distribuição de temperatura e da dispersão de energia durante a ablação por radiofrequência. De acordo com o mesmo autor, a lesão é uma função de temperatura e tempo. Então seria o tempo de ablação e a espessura dos tecidos de conexão entre átrio e esôfago os determinantes mais importantes de injúria esofágica. (16)

A aplicação de energia de radiofrequência na parede posterior do átrio, que está relacionada diretamente ao aumento da temperatura esofágica, gera injúria com características histológicas compatíveis com lesão térmica, e não por corrente elétrica. (18,49) Como a fonte de calor é originada na região de aquecimento, o aquecimento do esôfago ocorre de fora para dentro e a maior parte do calor é absorvida pela camada muscular do esôfago, que é mais suscetível ao calor. (12,50)

A energia térmica é dissipada através dos tecidos situados entre o eletrodo e o esôfago, sendo a gordura um péssimo condutor térmico. A lesão térmica, porém, não é restrita ao esôfago. Órgãos adjacentes, como as terminações do nervo vago e vasos responsáveis pelo suprimento sanguíneo da parede do esôfago, também podem ser lesados. (46,50)

Dessa maneira, o mecanismo fisiopatológico da lesão esofágica tem sido atribuído à lesão térmica em razão da condução de calor, secundária à aplicação de energia durante o procedimento de ablação. (15,44-45,51). A partir do tecido da camada muscular externa existe propagação do calor em direção à mucosa do esôfago e conseqüente possibilidade de lesão. Nesse processo pode haver contribuição da isquemia da parede esofágica. (52) No entanto, as características desta lesão correlacionam-se com a temperatura aferida dentro do órgão. Quanto maior a temperatura, mais grave a lesão, fato que permite a conclusão de que a

energia térmica é o fator de maior relevância na formação da lesão transmural. (14,53) Essa lesão pode atingir a mucosa esofágica (lesão transmural) pela ação direta do calor e/ou de alterações do fluxo sanguíneo local.

A incidência de fístula atrioesofágica pode ser de 0,03% a 0,5%, estando sua verdadeira incidência subestimada de acordo com alguns autores. (2, 18) Sendo assim, estratégias têm sido propostas para minimizar o risco de injúria esofágica, tais como evitar ablação próximo ao esôfago, limitar os parâmetros de radiofrequência na parede posterior do átrio esquerdo e, por último, usar métodos alternativos de ablação. (18)

O uso de métodos de imagem como estratégia para obter informação acurada e que contribua para visualização do curso do esôfago tem sido recomendado no sentido de reduzir o risco de injúria esofágica. (19) Entretanto, existem limitações e controvérsias em relação a essa conduta. Há relatos de mudanças de posição do esôfago relacionadas ao fato das imagens não serem em tempo real, ou ao fato de ser utilizado apenas sedação na ablação. Experiências demonstram que, sob anestesia geral, a posição esofágica é estável e comparável com ressonância nuclear magnética (RNM) ou tomografia computadorizada (TC) realizada pré-procedimento, o que melhora o monitoramento do deslocamento lateral do esôfago. (18)

Outra questão é que a obtenção de imagem com contraste radiopaco pode permitir a identificação da largura da verdadeira luz do esôfago. Porém esse método não fornece informações sobre a espessura da parede do esôfago e, com ele, dificilmente se identificam as bordas laterais da luz esofágica em toda sua extensão. (27)

Nenhum dos métodos de imagem em tempo não real pode detectar o movimento do esôfago que ocorre após aquisição de imagens. Neste sentido, as recomendações recairiam sobre métodos de aquisição em tempo real e sob anestesia geral, que levariam à maior acurácia de localização do órgão e segurança intraprocedimento. (27)

Durante anestesia geral, Di Biase e colaboradores (54) demonstraram que sob este protocolo e em razão de menor mobilidade do esôfago haveria aplicações no mesmo local sem a limitação dada pela sensação de dor e que a falta de deglutição também poderia impedir o arrefecimento fisiológico, aumentando a probabilidade de que as lesões se estendam para a parede esofágica. (54)

O uso de sonda luminal, cujo diâmetro é muito menor que o diâmetro do esôfago, pode fornecer informações pouco confiáveis sobre a extensão no plano coronal do contato entre esôfago e átrio, pois a sonda pode estar colocada excêntrica no lúmen do esôfago. Já foi demonstrado que em alguns casos é possível movimentar a sonda dentro do esôfago em até 2 cm, medial ou lateralmente, a partir de sua posição inicial, antes que atinja o limite da luz esofágica. (54-55)

Para evitar a aplicação de energia nas proximidades do esôfago pode-se movê-lo para longe da região da ablação com auxílio de uma sonda deflectível colocada no seu lúmen. (35,37) No entanto, há risco potencial com a colocação de um dispositivo dessa natureza na luz do esôfago durante a ablação. Pode haver deslocamento não intencional do cateter de ablação para a região onde se encontra o esôfago e a presença de uma estrutura sólida dentro do esôfago, que produz saliência na parede do átrio e melhora o contato do cateter de ablação, aumentando a pressão exercida pelo cateter contra o tecido atrial. Isso resulta tanto na redução da distância entre a ponta do cateter de ablação e o esôfago quanto no aumento da pressão do cateter contra a parede atrial, o que contribui para a transferência de calor durante a ablação, aumentando a chance de ocorrência de lesão esofágica.

Outra limitação potencial desse método é que a tentativa de desvio pode resultar simplesmente em deformação da parede do esôfago, sem necessariamente deslocá-lo, dando a falsa sensação de segurança e levando à aplicação de energia adjacente à parede do órgão, favorecendo assim a formação de lesões. (35)

Foi proposto (26-27,48) que a monitorização da temperatura esofágica nas regiões próximas à área onde se aplica energia durante a ablação diminuiria a ocorrência de lesão esofágica. Esse efeito é reprodutível e aceito pela maior parte dos autores. É razoável o uso de sonda esofágica para monitorar temperatura e guiar a liberação de energia, conforme consta no 2017 HRS/EHRA/ECAS/APHRS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. (56)

De fato, é possível demonstrar redução de 36% para 6% na ocorrência de lesão da mucosa esofágica, (36) visível por endoscopia digestiva alta ao se utilizar uma sonda de temperatura no esôfago e movimentá-la no sentido craniocaudal de forma a posicioná-la o mais próximo possível do ponto de ablação e interrompendo a aplicação de energia quando a temperatura esofágica atingir 38,5 °C. (36,54)

Entretanto, nenhum método demonstrou ser eficaz em determinar a quantidade de calor transferido da região de ablação para o tecido pericárdico e

esofágico. Estudos observacionais (57) que empregaram medições de temperatura esofágica luminal durante ablação por cateter revelam que o aquecimento do esôfago pode ser observado e sugerem que um critério de transferência de calor eficaz para o esôfago é o registro de aquecimento rápido do órgão (taxas maiores que 0,05 °C/s – 0,1 °C/s). (57)

A monitorização da temperatura do esôfago pode também ajudar na determinação do chamado “aquecimento cumulativo”. O esôfago esfria lentamente após a aplicação de energia e logo pulsos subsequentes de energia podem resultar em acúmulo de energia térmica na parede do órgão, que pode ser detectado por sonda esofágica, mas não pelo cateter de ablação. (36)

Embora a elevação da temperatura registrada pela monitorização da temperatura luminal do esôfago seja específica para o aquecimento de sua parede e preditora de lesão do órgão, a sensibilidade desse método em reconhecer todos os eventos de aquecimento do esôfago e de relatar com precisão o grau de aquecimento é questionável. A transferência de calor entre a parede do átrio e o esôfago é determinada pela magnitude da temperatura alcançada na parede atrial e, com isso, ocorre maior ou menor probabilidade de lesão. (36)

O registro da temperatura dentro do esôfago sofre influência de fatores como a espessura do tecido entre o endocárdio atrial e o esôfago, que é variável em um mesmo indivíduo e entre indivíduos. (18,36) Além disso, o aquecimento dos tecidos atrial e esofágico é criticamente dependente da força exercida pela ponta do cateter sobre o tecido e pelo tipo de cateter utilizado.

O ótimo contato entre a sonda de temperatura com a parede anterior do esôfago determina o bom ou mau registro da temperatura local. Além disso, a eficiência da medição da temperatura luminal do esôfago em estimar a temperatura mural do órgão pode ser questionável, visto terem sido descritas grandes variações entre essas aferições. (36,54)

Outra razão pela qual a temperatura aferida no esôfago pode ser subestimada está relacionada com a variabilidade na orientação da sonda dentro do esôfago. (55) Essas variáveis dificilmente podem ser medidas durante o procedimento de ablação por cateter, o que resulta em mensurações diferentes de temperatura no esôfago para aplicações equivalentes de energia na superfície endocárdica.

Outras técnicas têm sido propostas para evitar a lesão térmica durante a ablação por cateter. O uso do ecocardiograma intracardíaco, além de ajudar a

determinar a espessura do tecido que separa o átrio do esôfago, pode ser utilizado para visualizar a ponta do cateter de ablação (Figura 2). (58)

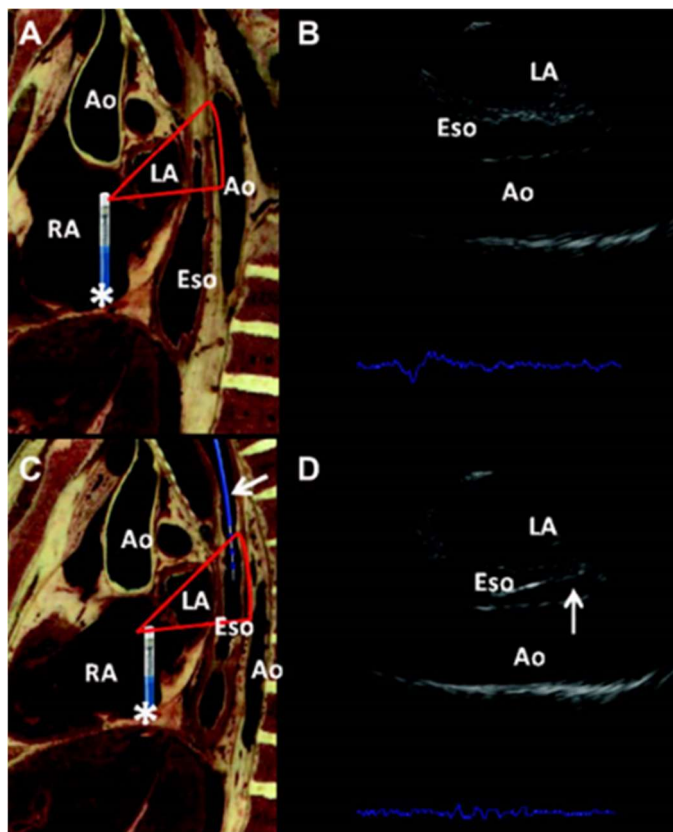


Figura 2. Visualização da sonda de temperatura luminal esofágica (LET) com ecocardiografia intracardíaca (ICE). A = Corte transversal de um cadáver demonstrando a relação entre o átrio esquerdo (LA) e o esôfago (ESO). Neste espécime cadavérico, nenhuma sonda é colocada no esôfago. A sonda ICE está no átrio direito (RA) e indicada pelo asterisco. O triângulo vermelho aproxima o campo de visão da sonda ICE. B = Imagem ICE do RA visualizando o LA e a aorta. C = Corte transversal de um cadáver demonstrando a relação entre o LA e o esôfago. Neste espécime cadavérico, uma sonda (seta) é colocada no esôfago. A sonda ICE está no RA e indicada pelo asterisco. O triângulo vermelho aproxima o campo de visão da sonda ICE. D = Imagem ICE do RA visualizando o LA e a aorta. A seta corresponde à sonda esofágica; asterisco corresponde à sonda ICE.

Ao = Aorta; Eso = Esôfago; LA = Átrio esquerdo.

Fonte: Leite LR, et al. (58)

A principal utilidade do método parece ser a de identificar os locais de ablação que são de fato imediatamente adjacentes ao tecido do esôfago, em vez de

proporcionar o acompanhamento em tempo real da formação da lesão térmica do esôfago. (26,58-60)

Embora os métodos descritos anteriormente tenham alguma eficácia em orientar a limitação da quantidade de energia liberada em local próximo à parede anterior do esôfago, existem poucos dados disponíveis para apoiar recomendações específicas sobre o quanto de energia de radiofrequência é seguro durante a ablação. Aquecimento rápido do esôfago superior a 0,2 °C por segundo pode ocorrer mesmo com aplicações de baixa energia (20 W) por períodos curtos de tempo (20 segundos). (61-62)

Estudos usando modelo de elemento finito e análise *in vitro* de transferência de calor para o esôfago durante ablação por radiofrequência sugerem que, na ausência de uma camada de tecido adiposo entre o átrio e o esôfago, ocorre aquecimento transmural do esôfago para valores superiores a 50 °C em menos de 50 segundos. (27,63-64)

Conforme descrito anteriormente, a condução de calor é dependente de variáveis que são difíceis de aferir na prática clínica. Controversas à parte, uma das recomendações consiste em limitar, durante ablação na região posterior do átrio esquerdo, a potência de aplicação em 20 W por períodos menores que 15 segundos ou 20 segundos e intervalos de pelo menos 180 segundos entre as aplicações adicionais de energia, para possibilitar o resfriamento do esôfago. (51,65-66)

Não está definitivamente estabelecido como deveria ser feita essa limitação da energia a ser aplicada nas proximidades do esôfago. Atualmente as orientações baseiam-se em observações clínicas e em dados de levantamentos retrospectivos; portanto, ainda são necessários estudos para determinar qual técnica de limitação de potência e tempo de aplicação é a mais eficiente. (16,27,37)

2.2 A BIOFÍSICA DA LESÃO TÉRMICA POR RADIOFREQUÊNCIA

Fundamentalmente, para entender como ocorre a lesão térmica pela radiofrequência faz-se necessário conhecer os princípios físicos envolvidos na geração de corrente elétrica e as suas relações com voltagem, resistência, potência e

temperatura. O objetivo primordial da aplicação de radiofrequência é transformar energia eletromagnética em energia térmica no tecido. (41)

De acordo com os conhecimentos da Física, corrente elétrica é o deslocamento de carga de elétrons em uma determinada direção, convencionalmente do polo positivo para o negativo, dentro de um condutor. É causada por uma diferença de potencial elétrico entre dois ou mais pontos, sendo que esta diferença de cargas gera o campo elétrico. Como os elétrons em movimento colidem uns com os outros e com os que estavam em repouso, ocorre uma excitação, que por sua vez gera um efeito de dissipação de energia, dito efeito Joule. (67)

Expressa a Lei de Joule (Equação 1) que “A energia elétrica dissipada num resistor, num dado intervalo de tempo Δt , é diretamente proporcional ao quadrado da intensidade de corrente elétrica que o percorre.” (67) Ou seja:

$$E_{el} = i^2.R.t \quad (1)$$

onde:

I = Intensidade de corrente; R = Resistência do condutor; t = Tempo pelo qual a corrente percorre o condutor.

Portanto, o efeito Joule é um fenômeno que ocorre num dispositivo que ao ser percorrido por corrente elétrica transforma a corrente em energia térmica.

No caso da radiofrequência, utiliza-se a corrente alternada na qual as cargas elétricas oscilam o sentido, os elétrons executam um movimento de vaivém e o número de oscilações dessas cargas efetuadas em um segundo é denominado frequência. Como dito anteriormente, durante a aplicação de radiofrequência são selecionadas frequências médias de 400 Khz a 500 Khz. (41)

Por definição, a intensidade de corrente elétrica (i) é uma função de carga elétrica (|Q|) e intervalo de tempo (ΔT). Sua unidade é expressa em ampere (A) (Equação 2). A intensidade de corrente diminui em função da distância da fonte de energia e distribui-se radialmente a partir dessa fonte. (41,67)

$$i = |Q| / \Delta T \quad (2)$$

Já resistência é a dificuldade encontrada para que haja passagem de corrente elétrica por um condutor submetido à determinada tensão elétrica. De acordo com a segunda Lei de Ohm, (Equação 3) a resistência dependerá do fator geométrico (comprimento e secção transversal) e da resistividade do material do condutor. É expressa em ohm (Ω). (67) Os metais são bons condutores por terem carga de elétrons que são fracamente atraídos por seus núcleos e por se moverem em seu interior com facilidade, mesmo quando submetidos a uma diferença de potencial menor.

$$R = U/i \quad (3)$$

Tensão elétrica (U) é a quantidade de energia que movimenta a carga elétrica, ou seja, gera corrente elétrica. A diferença de potencial elétrico entre dois pontos ou ddp ou tensão elétrica é expressa em voltagem ou Volts (V).

A potência (P) seria uma relação entre a intensidade de corrente elétrica ($|q|$) e a tensão elétrica (U), expressa em Joule por segundo ou em Watts (W) (Equação 4). Indica a quantidade de energia elétrica que foi transformada em outro tipo de energia por unidade de tempo.

$$P = |q|.U/ \Delta T \quad \equiv \quad P = i.U \quad (4)$$

Desse modo, a quantidade de energia térmica (E) que é dissipada em um determinado tempo (ΔT) por um condutor é a potência elétrica (Equação 5).

$$Pot= E/ \Delta T \quad (5)$$

Ao considerar que toda energia perdida em um circuito é resultado do efeito Joule, admite-se que a energia transformada em calor é igual à energia perdida por uma carga q que passa pelo condutor. (67)

Com essas definições já bem estabelecidas, em última análise, resta entender que o aquecimento do tecido é proporcional à potência aplicada, sendo esta uma função da corrente e voltagem ou tensão. Se a potência é constante, o aumento da voltagem resulta em redução da corrente.

No caso da ablação por radiofrequência, à medida que a corrente passa pela resistência tecidual gera-se calor e esse fenômeno é o aquecimento resistivo, sendo este o mecanismo básico da formação da lesão do tecido durante a aplicação. (41) A temperatura diminui proporcionalmente com o aumento da distância entre o eletrodo e o tecido e este fato resulta em aquecimento passivo, por condução de calor, das camadas mais profundas teciduais.

A lesão que resulta do aquecimento tecidual, portanto, depende das variáveis já previamente citadas, do fluxo de sangue sobre o eletrodo ativo (em contato com o tecido), da duração da aplicação e do diâmetro do cateter. (41) Levando-se em consideração todo esse entendimento, tem-se por fim que a dimensão da lesão tecidual é resultante do aumento de temperatura, da propagação de calor de uma área de maior temperatura para uma de menor temperatura e finalmente da condução térmica, que por sua vez dependerá da resistividade de cada tecido ou fluido.

2.3 TERMODINÂMICA DA ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA (RF)

Vários trabalhos demonstram a efetividade da aplicação de radiofrequência para o controle de uma variedade de arritmias cardíacas. (8-11) O tamanho da lesão criada é determinado por um equilíbrio entre a condução do calor no final da ablação até o tecido e a perda deste calor por convecção para o sangue e é proporcional à potência aplicada, à densidade de corrente elétrica alcançada, ao diâmetro distal do cateter e à pressão do eletrodo no tecido cardíaco. (67-68)

Pontos-chave:

- A energia de radiofrequência (RF) é uma forma de corrente alternada.
- Na ablação por RF, a energia eletromagnética é transformada em energia térmica no tecido de forma a levar a uma lesão irreversível. A produção de calor no tecido é proporcional à potência atingida e ao quadrado da densidade de corrente.

- A energia é fornecida de forma unipolar, e a corrente elétrica distribui-se radialmente a partir da fonte. Quanto maior a potência aplicada, maior a profundidade do aquecimento resistivo direto e maior o volume do raio da dispersão de calor.
- Temperaturas de 50 °C ou mais são necessárias para lesões irreversíveis.
- A temperatura no tecido é inversamente proporcional à distância da fonte de calor.
- A intensidade de potência reduz com o aumento da distância da fonte.
- A lesão por radiofrequência aumenta com a potência aplicada, com a temperatura interface eletrodo e tecido, com o diâmetro do eletrodo e com a força de contato.
- Uma das formas de aumento de temperatura do tecido é por aquecimento resistivo, ou seja, elétrico.
- O aquecimento resistivo ocorre à medida que a corrente elétrica passa por um meio resistivo (tecido), a potência cai e a energia elétrica transforma-se em térmica (dissipação) (Figuras 3 e 4).
- Uma borda estreita do tecido em contato com o eletrodo (2 mm – 3 mm) é aquecida diretamente (aquecimento resistivo). O aquecimento é maior nas proximidades do eletrodo ativo em virtude da área de contato e da maior densidade de corrente (Figuras 3 e 4).

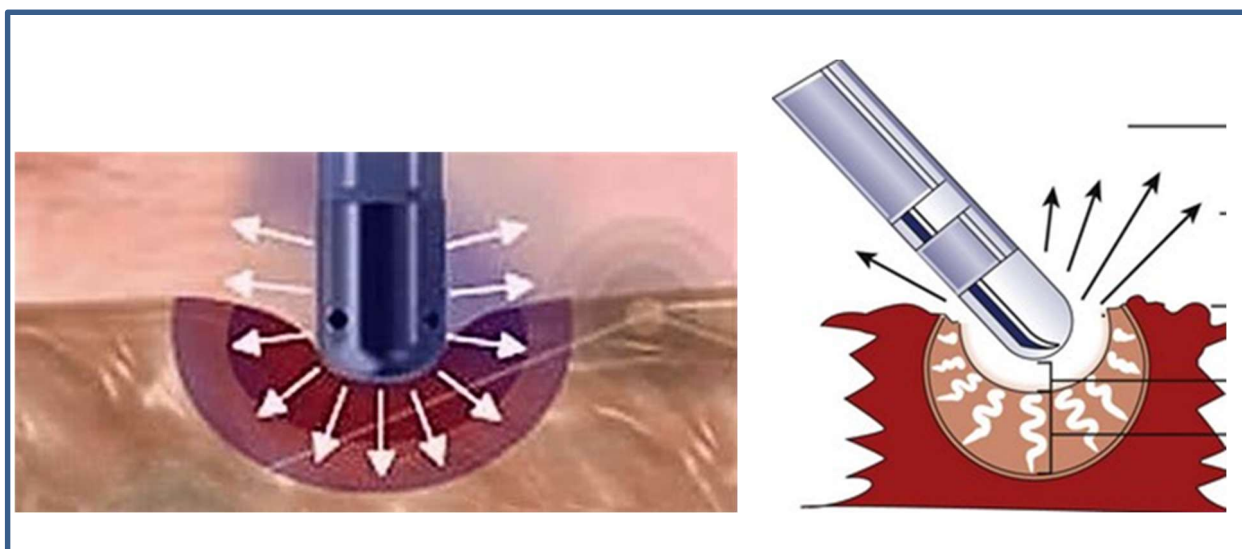


Figura 3. Esquemas das posições do cateter e da aplicação de radiofrequência (RF).

Fonte: Ryan SS (69)

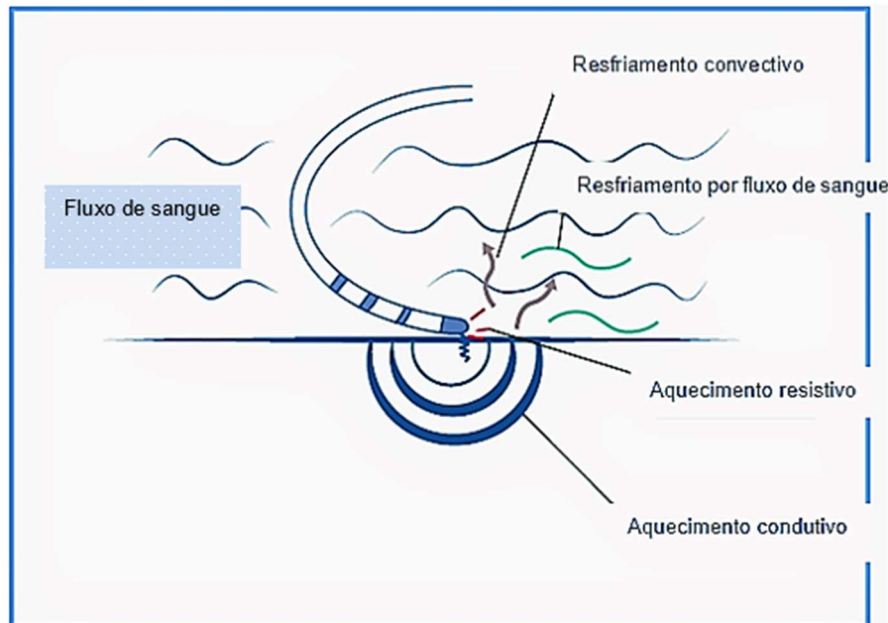


Figura 4. Aplicação de radiofrequência (RF) e a física da lesão com condução radial do aquecimento.

Fonte: Traduzido de Kotadia et al. (70)

- Quando se tem dois objetos em temperaturas diferentes, as moléculas dividem-se por velocidade; aquelas de maior temperatura movem-se mais rapidamente. O calor flui espontaneamente de um ponto mais quente para outros mais frios.
- O aquecimento mais profundo é feito passivamente por meio da condução de calor, ou seja, propagação de energia térmica de uma área de maior temperatura para uma área de menor temperatura, que dependerá da resistividade de cada tecido ou estrutura envolvida.
- O resfriamento do eletrodo reduz a eficiência do aquecimento tecidual.
- O fluxo sanguíneo sobre a interface eletrodo-tecido reduz a largura da lesão na superfície por resfriamento convectivo do tecido. Com o uso de cateteres irrigados há aumento do tamanho da lesão, pois há aumento da potência aplicada antes que a temperatura no tecido atinja o limite entre a interface eletrodo-tecido.
- A lesão de radiofrequência é determinada pela necrose aguda e lesão microvascular.
- As alterações no tecido dependerão da temperatura atingida. Quando se atinge cerca de 54 °C, inicia-se desnaturação das proteínas intracelulares e

extracelulares, o que resulta em morte celular e interrupção da transmissão elétrica (Figura 5).

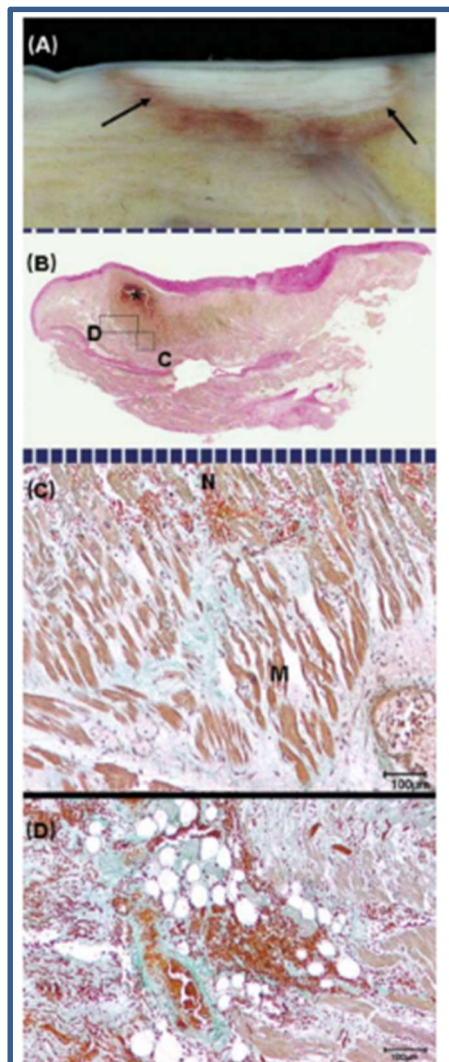


Figura 5. Morfologia (A) da área de ablação com corte transversal macroscópico de uma linha de ablação do átrio direito (as setas apontam para a extensão visível do necrose) com lesão claramente delineada (macroscopicamente com 3 mm de profundidade) e borda hemorrágica; (B) Corte transversal histológico da linha do istmo atrial esquerdo não transmural com hematoma intramural e núcleo necrótico até uma profundidade de 4,5 mm; (C) Ampliação de B: zona de transição de necrose completa (parte superior; células miocárdicas anucleares, necrose) e dano térmico parcial (abaixo, estrias das células miocárdicas e alguns núcleos visíveis); (D) Ampliação de B: tecido de granulação rico em capilares e reação de remoção com capilares dilatados e sangramento intramural.

Fonte: Deneke T, et al. (71)

- A lesão de radiofrequência compõe-se por etapas que envolvem aquecimento resistivo, condução térmica, resfriamento resistivo, distribuição de corrente

elétrica e retorno ao sistema por eletrodo dispersivo. A corrente elétrica entregue ao tecido faz com que moléculas do tecido vibrem mais rápido, gerando atrito e resistência. A energia provocada pela fricção (atrito) gera calor, que faz com que ocorra coagulação e morte tecidual (Figura 6). (68)

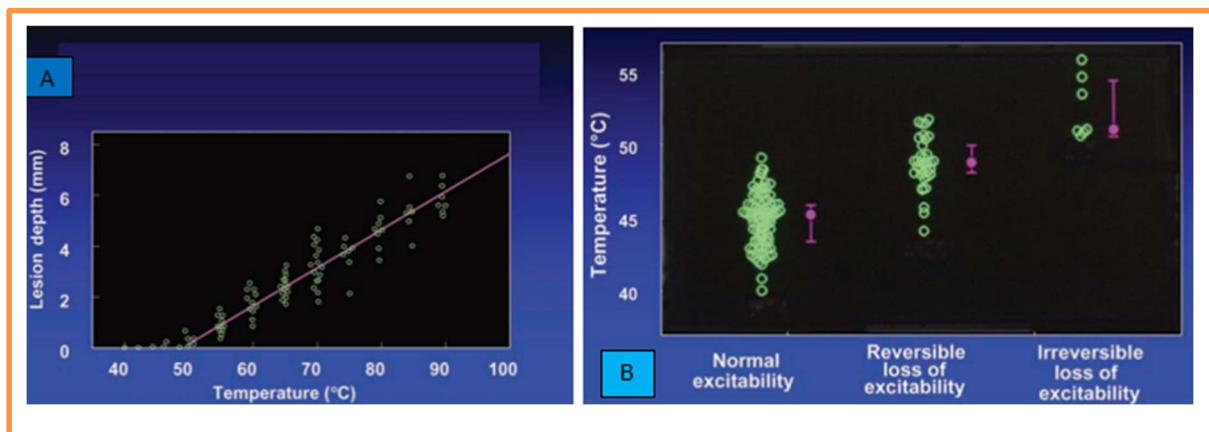


Figura 6. Efeito (A) da temperatura na interface eletrodo-tecido e o tamanho da lesão *in vitro*. (B) Excitabilidade do tecido durante a hipertermia.

Fonte: Haines D. (68)

- O eletrodo dispersivo é o eletrodo passivo em contato com o dorso do(a) paciente, sendo considerado o eletrodo de retorno da energia ao gerador. Em relação ao eletrodo ativo, a área de contato (ponta) com o tecido é menor do que a área de contato do eletrodo de retorno. Após o calor irradiar para as camadas mais profundas do tecido, ou seja, longe da zona de aquecimento ativa, essa energia é captada de volta ao sistema gerador de RF pelo eletrodo de retorno.

2.4 EFEITO ANTENA

2.4.1 Conceitos físicos

- Campos elétricos e magnéticos: uma carga elétrica em movimento cria um campo elétrico, e este oscilando cria um campo magnético. Portanto, todo condutor percorrido por corrente elétrica gera um campo magnético. As

ondas são a propagação pelo espaço desses campos. As leis ou equações de Maxwell (67) descrevem os fenômenos eletromagnéticos (Figura 7).

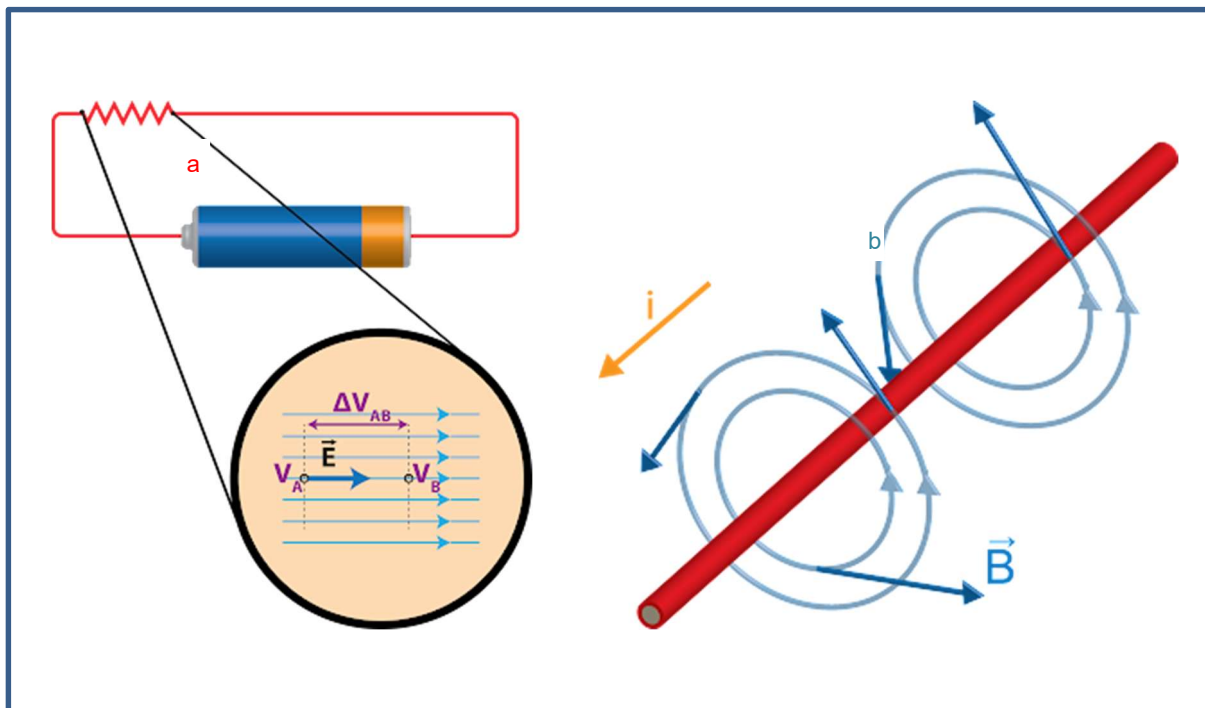


Figura 7. Esquema demonstrando: (a) diferença de potencial (ΔV) entre dois pontos (V_A e V_B) com movimentação de carga elétrica (E); (b) campo elétrico (i) em movimento gerando campo magnético (B).

Fonte: https://1.bp.blogspot.com/-dicTg6acksc/WaBq6eZsMSI/AAAAAAAAABXE/IXT3BIIJp38-xyBYJsJ8Sy4I-r67dDuNQCKgBGAs/s320/relatividade_cargas_s_4.png . Reprodução autorizada por Creative Commons Attribution 4.0 International License.

- Antena: dispositivo que converte energia elétrica em ondas eletromagnéticas, e vice-versa. Em termos simples, pega uma onda guiada (elétrica) e a transforma em onda eletromagnética que se propaga (ou irradia). Antena é, portanto, a interface entre as duas ondas.
- Ondas eletromagnéticas: são perturbações que se propagam pelo espaço sem transporte de matéria, apenas de energia, e não precisam de um meio material. Na frequência de RF (oscilações que a onda faz em um segundo medida em Hertz), são não ionizantes, têm baixa frequência, alto comprimento e não interagem com a matéria de forma prejudicial (Figura 8).

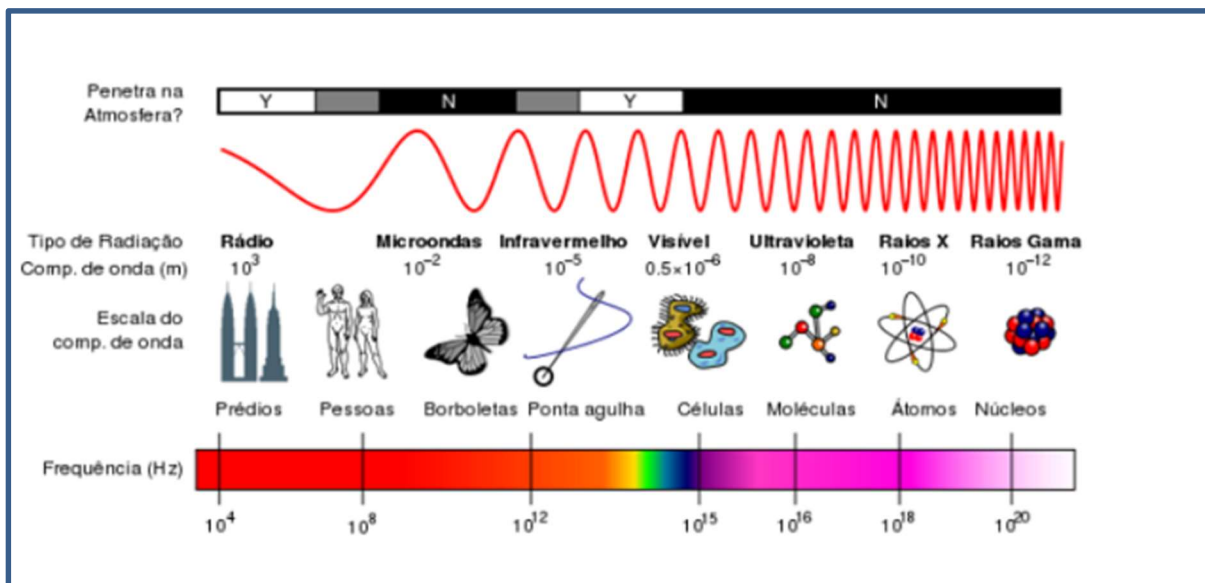


Figura 8. Espectro mostrando todos os tipos de radiação eletromagnética que existem no nosso universo.

Fonte: Villate JE. (72)

2.4.2 Conceito de “efeito antena” no contexto da ablação por RF

A interação elétrica e térmica entre o cateter de ablação dentro da área cardíaca e a sonda esofágica de ponta metálica tem sido assunto de interesse como uma possível causa para aumento da possibilidade de lesão térmica esofágica durante procedimentos de ablação de FA por meio de aplicação de RF.

A sonda pode funcionar como uma “antena” de captação de ondas eletromagnéticas irradiadas dentro do campo formado pelo eletrodo ativo (cateter que libera RF), e o eletrodo inativo (dentro do esôfago) serve para avaliar a interação entre esses elementos metálicos de maior condutibilidade que o tecido biológico (proporção de 100:1).

O eletrodo dentro do esôfago passaria a funcionar como eletrodo ativo alterando o campo elétrico e magnético ao seu redor, havendo dissipação de energia ao redor da ponta da sonda de forma a gerar calor dentro do tecido (aquecimento). Sabidamente, a lesão por entrega de energia elétrica ocorre mais perto do eletrodo (1 mm – 2 mm), fenômeno conhecido como aquecimento resistivo, e a lesão por condução térmica é mais lenta e requer um tempo para ocorrer (dez a trinta segundos).

Por fim, os limites da lesão térmica crescem com o tempo e radialmente, das camadas mais próximas ao local onde a energia elétrica é convertida até camadas mais profundas. Em relação à ablação de FA, sabe-se que ocorre interação térmica por condução a uma distância menor que 3 mm entre o cateter e a sonda, sem interação elétrica. (37) De outro modo, caso ocorra densidade de corrente suficiente na superfície metálica da sonda, poder-se-ia ter lesão satélite por interação elétrica.

2.5. FUNDAMENTOS

A baixa incidência de fístula esofágica dificulta a comprovação de qual seria o melhor conjunto de recomendações que poderiam reduzir a lesão. Há evidências na literatura que sugerem que o monitoramento da temperatura intraluminal e a limitação na liberação de energia nas proximidades do esôfago seriam medidas protetoras, sem determinar prejuízo para a efetividade do procedimento. (36)

É relevante, outrossim, neste cenário, o reconhecimento da possibilidade de haver um efeito antena, ou seja, interação térmica e elétrica entre sonda metálica e o cateter de radiofrequência, a ponto de causar lesão satélite. No presente estudo procurou-se excluir pacientes com diagnóstico de fibrilação atrial e outras arritmias supraventriculares esquerdas para que não houvesse um dado confunditório, o qual seria, a condução térmica, já descrita amplamente, e que ocorre pela proximidade anatômica entre o átrio esquerdo e esôfago.

Conhecidamente a sonda de ponta metálica registra mais rapidamente as alterações de temperatura intraluminais do esôfago. De forma que a manutenção da recomendação de monitoramento com este tipo de sonda contrariando o fato de ser a sonda uma possível fonte de complicação aumentaria a segurança do procedimento. Portanto, até o momento não há estudos observacionais correlacionando a presença da sonda de monitoramento a uma lesão esofágica adicional devido a interação elétrica ou ao dito efeito antena. O esclarecimento é necessário para avaliar tanto as implicações clínicas relacionadas ao fenômeno quanto para explorar o princípio biofísico com o intuito de melhorar a segurança e a eficácia da ablação por cateter usando metais como agentes facilitadores.

3. OBJETIVOS

3.1 Geral

Este trabalho tem como objetivo reconhecer a geração de corrente elétrica passiva (efeito antena) pela presença de sonda esofágica de ponta metálica dentro de um mesmo campo eletromagnético durante a aplicação de energia de radiofrequência no tratamento das arritmias cardíacas supraventriculares.

3.2 Específicos

- Relacionar a presença de corrente elétrica passiva na sonda com a ocorrência de aumento de temperatura, por interação elétrica.
- Relacionar a distância entre a ponta do cateter de radiofrequência e a ponta da sonda esofágica com a voltagem e a corrente geradas passivamente.
- Relacionar a voltagem e a corrente geradas passivamente na sonda esofágica com potência máxima programada no gerador de radiofrequência.

4. MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO E CONTEXTO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo observacional transversal no qual pacientes com diagnóstico de taquicardia supraventricular atendidos no Serviço de Arritmia do Hospital de Base do Distrito Federal (HBDF), referência da Secretaria de Saúde do Distrito Federal no tratamento invasivo das arritmias, foram submetidos a estudo eletrofisiológico invasivo com ablação por aplicação de radiofrequência.

Os critérios diagnósticos e os critérios terapêuticos foram determinados conforme constam no 2017 HRS/EHRA/ECAS/APHRS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation (56) e no 2015 ACC/AHA/HRS Guideline for the Management of Adult Patients with Supraventricular Tachycardia. (73)

O termo taquicardia supraventricular foi usado para descrever as taquicardias (frequência atrial e/ou ventricular acima de 100 bpm) cujo mecanismo envolve o tecido em torno do feixe de His e acima dele. As taquicardias supraventriculares incluem taquicardia sinusal inadequada, taquicardia atrial focal ou multifocal, taquicardia atrial macrorreentrante incluindo o flutter atrial típico, taquicardia juncional, taquicardia por reentrada nodal e as várias formas de vias acessórias que determinam taquicardias reentrantes. (73)

Os pacientes foram orientados quanto aos riscos e potenciais benefícios do procedimento relacionados ao protocolo do estudo. Após os esclarecimentos e concordando em participar, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). (74)

Nos casos de necessidade de realização de ecocardiograma transesofágico os pacientes recebiam toda informação sobre o método durante a consulta, bem como eram informados que poderia também haver indicação de realização de endoscopia digestiva alta dentro das primeiras 72 horas pós procedimento, caso ocorresse aumento da temperatura em 1 °C detectado pelo sensor da sonda colocada dentro do esôfago.

4.2 DEFINIÇÃO DA AMOSTRA

No cálculo amostral, o tamanho da amostra foi calculado *a priori*, considerando os seguintes parâmetros: (i) ANOVA para medidas repetidas unidirecionais; (ii) um tamanho de efeito de 5%; (iii) erro tipo I de 5%; (iv) poder de 80%; (v) 3 medições; (vi) 1 grupo; (vii) correlação entre medidas repetidas de 0,1. Isso produz um tamanho total de amostra de 1.158 dados. O tamanho da amostra foi calculado usando o software GPower 3.

4.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Foram incluídos pacientes do sexo masculino e feminino, com idade entre 18 anos e 85 anos e que apresentavam diagnóstico eletrocardiográfico compatível com taquicardia supraventricular e indicação classe I ou IIa para tratamento invasivo por ablação por radiofrequência. (56,73)

4.4 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Foram excluídos do estudo gestantes e pacientes: com anormalidades esofágicas já conhecidas; em uso regular de anticoagulantes (exceto pacientes com flutter atrial típico); que apresentavam eGFR < 15 ml/min/1.73m²; com fibrilação atrial registrada e/ou taquicardia atrial multifocal; com história prévia de doença coronariana; com angina ou acidente vascular cerebral nos últimos seis meses; e portadores de cardiodesfibrilador implantável ou marcapasso.

4.5 COLETA DE DADOS

Os pacientes foram selecionados entre os atendidos no ambulatório e que preenchiam os critérios estabelecidos.

Durante o procedimento invasivo, os registros do Data Logger foram armazenados em um dispositivo micro USB para posterior análise. Demais informações pertinentes, como número do exame e intercorrências, foram registradas no formulário desenvolvido (Apêndice 2).

Os dados obtidos via formulários ou via dispositivo micro USB foram consolidados em Excel 2016 (Microsoft Corp. Redmond, WA, USA). As análises estatísticas foram realizadas utilizando-se o pacote estatístico SPSS® (Rel.20.0.0, 2011, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) para ambiente operacional Windows.

4.6 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

O formulário usado na coleta de dados dos pacientes possui subseções, conforme descrição a seguir.

1. Identificação e dados socioeconômico-demográficos;
2. Informações com dados de saúde, história da doença atual e doenças prévias conhecidas;
3. Dados sobre exames pré-procedimento:
 - Eletrocardiograma
 - Ecocardiograma transtorácico e/ou transesofágico
 - Holter 24 horas
 - Endoscopia digestiva alta
4. Informações medicamentosas;
5. Dados do intraprocedimento:
 - Hora de entrada na sala
 - Hora de saída da sala
 - Tempo de fluoroscopia
 - Hora da punção venosa/arterial
 - Hora da retirada do introdutor
 - Número de arquivos gravados
 - Colocação da sonda esofágica: () Sim () Não
 - Diagnóstico da arritmia tratada
 - Cateter utilizado: 4 mm / 8 mm
6. Intercorrências de sala.

4.7 INFORMAÇÕES COLETADAS PARA ANÁLISE

- Idade
- Sexo
- Diagnóstico etiológico da arritmia
- Resultados do procedimento de ablação
- Número de aplicações de RF realizadas
- Distância entre o ponto de aplicação de radiofrequência (eletrodo ativo) e a sonda de temperatura esofágica, medida em cm (aferição realizada por meio de uma régua radiopaca milimetrada)
- Potência programada de 50 ou 70, medida em Watts (W)
- Calibre da ponta do cateter de 4 mm ou 8 mm
- Voltagem na sonda esofágica durante a aplicação de radiofrequência, medida em milivolts (mV)
- Temperatura na sonda esofágica durante a aplicação de radiofrequência, medida em grau Celsius (°C)

Foram realizadas as seguintes análises em relação ao tipo de arritmia tratada:

- Taquicardia sinusal inapropriada
- Taquicardia atrial focal direita ou esquerda
- Dupla via nodal
- Taquicardia juncional
- Flutter atrial típico
- Via acessória direita ou esquerda

4.8 PROTOCOLO DE PROCEDIMENTO

- Pré-procedimento
 - Consulta com orientação quanto à suspensão de drogas antiarrítmicas por até quatro meia-vidas
 - Em caso de uso de anticoagulante oral à base de cumarínico, como varfarina, o(a) paciente foi orientado a não suspender o uso, sendo que o RNI (Razão Normalizada Internacional) – um padrão internacional pelo qual a coagulação pode ser comparada – no dia do exame deveria

atingir valor até 3,0. No caso de novos anticoagulantes, estes deveriam ser suspensos 24 horas antes do estudo eletrofisiológico

- No caso de necessidade de ecocardiograma transesofágico, este deveria ser feito entre 24 horas e 48 horas antes do procedimento, para descartar trombos intracavitários
- No dia do procedimento
 - Paciente e/ou responsável, após leitura prévia do TCLE, entrega o Termo devidamente assinado
 - Paciente é levado à sala de hemodinâmica e é submetido(a) à assepsia da região inguinal bilateral, colocado sob estado de sedação anestésica, seguido de anestesia local e punção da veia e/ou artéria femoral, preferencialmente à direita
 - Colocação de introdutor (25 cm, 7F) pela punção e colocação de cateter diagnóstico na região do átrio direito, tronco de His, seio coronariano, conforme necessário para diagnóstico da arritmia
 - Colocação de introdutor (25 cm, 7F) pela punção e colocação de cateter terapêutico na região adequada para tratamento da arritmia
 - Introdução do cateter terapêutico (usado como sonda térmica), com diâmetro de 4 mm, modelo Blazer II Modelo 5031 TH Boston Scientific, via nasal, sob visualização fluoroscópica, embebido em anestésico, posicionado no terço médio-distal do esôfago, posterior ao átrio e conectado ao Data Logger (Figura 9 e Figura 10)

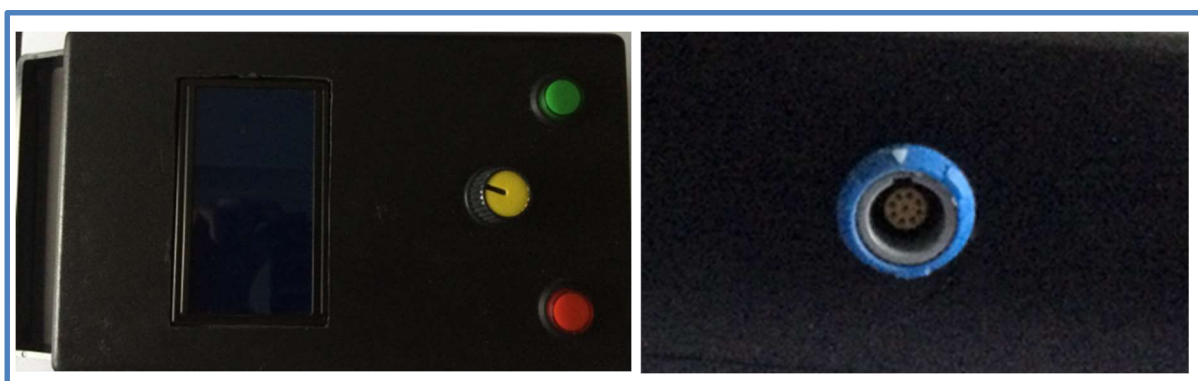


Figura 9. Data Logger, aparelho usado para captar dados coletados pela sonda esofágica. A foto à direita representa o ponto de conexão com a sonda.

Fotos: Carla Septímio Margalho

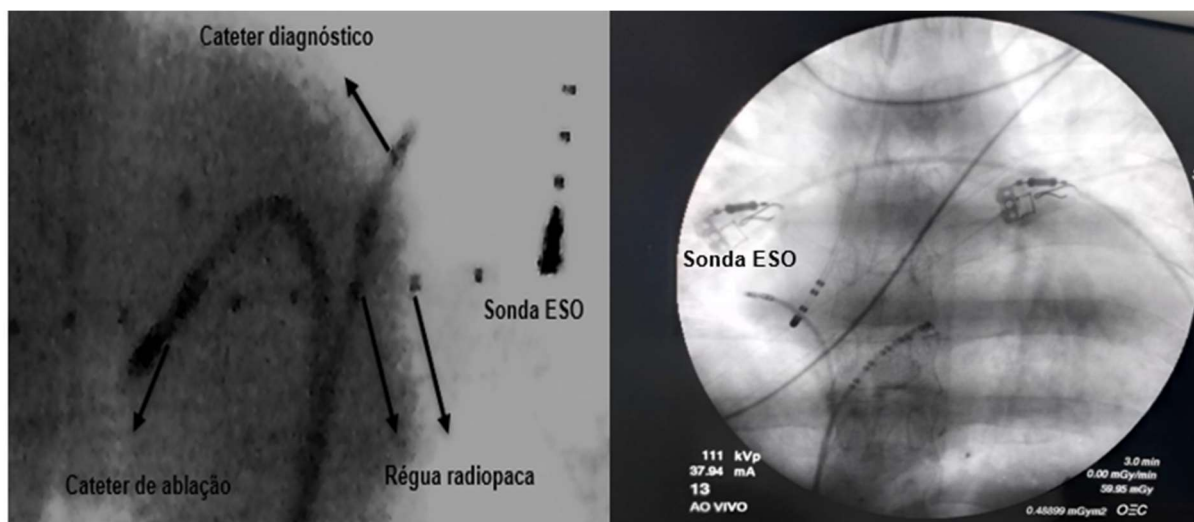


Figura 10. À esquerda, imagem fotográfica de radioscopia com zoom da régua radiopaca e cateteres diagnóstico e de ablação dentro da área cardíaca e sonda posicionada dentro esôfago. À direita, imagem fotográfica da radioscopia em posição posteroanterior mostrando a sonda esofágica e a relação com cateteres.

Fotos: Carla Septímio Margalho

- Realizadas aplicações de pulsos de radiofrequência até obtenção de sucesso terapêutico da arritmia do(a) paciente
- Retirada dos cateteres e introdutores, realização de curativo compressivo nos locais das punções e encaminhamento do(a) paciente para internação por 24h antes da alta hospitalar
- Pós-procedimento
 - Nos casos de registro intraprocedimento de elevação de temperatura em 1 °C, detectada pelo sensor da sonda colocada dentro do esôfago, o(a) paciente poderia ser encaminhado para realização de endoscopia digestiva alta (EDA) dentro das primeiras 72 horas
 - Todos os pacientes seriam seguidos por pelo menos duas semanas a quatro semanas, com observação das queixas relativas ao esôfago, para definição de realização ou não de endoscopia digestiva alta

4.9 AFERIÇÃO DOS PARÂMETROS

Para demonstrar a existência ou não do chamado efeito antena durante os procedimentos de ablação por radiofrequência faz-se necessário a monitoração do esôfago, sendo utilizado para tanto, como sonda esofágica, um cateter de ablação de ponta 8 mm não irrigado (Blazer II Modelo 5031 TH Boston Scientific) que possui um sensor de temperatura tipo termistor.

Com base no conceito de que qualquer efeito passivo (não secundário à propagação da temperatura do átrio para o esôfago por condução térmica) de aquecimento da sonda posicionada no esôfago é secundário ao aparecimento de diferença de potencial elétrico nos eletrodos metálicos da sonda esofágica, foram avaliados os seguintes parâmetros:

1. Diferença de potencial elétrico bipolar entre os eletrodos 3 e 4 da sonda esofágica;
2. Diferença de potencial elétrico unipolar do eletrodo distal da sonda esofágica;
3. Temperatura registrada pelo termistor da sonda esofágica.

Os mesmos parâmetros foram tomados continuamente por dez segundos antes do início da aplicação de radiofrequência e durante toda a aplicação e por dez segundos após interrupção da aplicação, de forma que fosse possível comparar alterações de potencial secundárias à radiofrequência.

Além da comparação prévia, durante e após a aplicação de energia, esses parâmetros foram comparados com as variáveis que possivelmente afetariam a formação de potencial elétrico na sonda esofágica, a saber:

1. Menor distância entre a sonda esofágica e o cateter de ablação intracardíaco por onde houve aplicação de radiofrequência (aferição realizada por meio do uso de régua radiopaca milimetrada);
2. Comprimento (ou diâmetro) da ponta do cateter intracardíaco por onde houve aplicação de radiofrequência;
3. Potência programada e maior potência atingida durante aplicação de energia;
4. Duração da aplicação de energia.

Para efetuar a aferição dos parâmetros mencionados, foi desenvolvido um equipamento (Data Logger) (Figura 9) capaz de aferir e registrar a voltagem e a temperatura do cateter. Esse equipamento é composto de dois amplificadores operacionais para registro das voltagens: um em modo de amplificador diferencial com ganho de 22x (para voltagem bipolar) e um em modo não inversor com ganho de 150x (para voltagem unipolar), além de uma ponte resistiva para determinação das alterações da resistência do termistor do cateter e, conseqüentemente, da temperatura aferida. Esses três circuitos foram conectados às entradas conversoras analógico-digitais de um microcontrolador arm de 32 bits, o Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 (Arduino Due[®]) e foi desenvolvido um software de análise e registro dos dados. Como resultado, obteve-se aferição da diferença de potencial elétrico em milivolts com precisão de 50 mV e de temperatura em graus Celsius com precisão de 0.01 °C (Apêndice 3, 4, 5 e 6).

A validação dos dados obtidos por meio do sistema desenvolvido foi feita por registro de voltagem conhecida, comparado com registro simultâneo de osciloscópio e de temperatura da água na faixa de interesse (33 °C a 41 °C) e comparado com medidas simultâneas de termômetro de precisão a *laser*. Foram também determinados os tempos de resposta do sensor da sonda esofágica. (75-77)

O equipamento Data Logger (Figura 9) coleta dados transmitidos por outros dispositivos (no caso pela sonda esofágica), armazena os registros para download e estes são posteriormente analisados via softwares (Excel e SPSS). Foi usado especialmente para este estudo e validado tanto pelos testes antes mencionados quanto pela avaliação de um engenheiro eletricista, o Dr. Professor Adson Ferreira da Rocha, do Departamento de Engenharia da Universidade de Brasília (UnB).

Os esquemas da tela do Data Logger e do circuito eletrônico encontram-se nos Apêndice 7 e 8, respectivamente.

4.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As informações registradas no Data Logger foram consolidadas em Excel a fim de realizar filtragem por meio de filtro do tipo passa-baixas de Butterworth, com dupla passagem e corte de 3Hz, para adequação das medições de interesse. Em seguida, as informações foram incorporadas ao pacote estatístico IBM[®] SPSS[®], Versão 20.0.

Complementarmente, dados de exame e de caracterização dos pacientes foram também usados na análise estatística a fim de avaliar a amostra. Desta forma as características dos grupos e da aplicação de energia nas etapas do procedimento de ablação foram registradas no Data Logger.

Para avaliar se houve geração de corrente elétrica passiva (“efeito antena”) pela presença de sonda esofágica de ponta metálica durante a aplicação de energia de radiofrequência, foram consideradas dez variáveis, como se segue:

1. **Momento da aplicação:** PRÉ, ON e PÓS;
2. **Cateter:** Discriminação se foi usado cateter de ponta 4 mm ou 8 mm não irrigados;
3. **Temperatura (°C):** Grau Celsius;
4. **Voltagem bipolar (mV):** Voltagem calculada bipolar em milivolt;
5. **Voltagem unipolar (mV):** Voltagem calculada unipolar em milivolt;
6. **Corrente elétrica (nanoA):** Corrente elétrica em nanoampere;
7. **Densidade de corrente (nanoA/mm²):** Densidade de corrente elétrica em nanoampere por milímetro quadrado;
8. **Distância (cm):** Distância medida entre a ponta do cateter de ablação que aplica a RF (dentro da área cardíaca) e a ponta da sonda que está medindo os dados físicos e que se encontra dentro do esôfago;
9. **Potência (pW):** Potência medida em picowatts;
10. **Potência programada (W):** Potência do aparelho de radiofrequência que é programada conforme o cateter – ponta 4 mm (50 watts) ou 8 mm (70 watts).

A análise estatística teve início com uma análise descritiva dos dados coletados no estudo para conhecer, em linhas gerais, os dados dos pacientes e das variáveis aferidas. Essa análise contou com aplicação de medidas básicas a fim de observar fenômenos de mesma natureza no que se refere à organização e classificação de dados, apresentação gráfica e tabular, além de estatísticas específicas (média, mínimo, máximo e desvio padrão) para a síntese dos resultados.

Posteriormente à realização das análises descritivas, para reconhecer a ocorrência do efeito antena, foi realizada análise de correlação de Pearson e feito ajuste por regressão linear usando-se os dados registrados durante a aplicação da radiofrequência (momento ON).

A análise de variância de medidas repetidas de uma via (*oneway*) foi empregada para comparar as variáveis registradas antes (PRÉ), durante (ON) e após (PÓS) a aplicação da radiofrequência. Para as comparações emparelhadas, empregou-se o pós-teste de Tukey. O teste t de Student para amostras independentes foi empregado para verificar se haveria diferença com significância estatística entre o que se chamou de “diferenças calculadas” entre as potências programadas. Os dados foram expressos na forma de média \pm DP, e o nível de significância foi estabelecido em 5%. Todas as análises foram realizadas usando o pacote estatístico SPSS® (Rel.20.0.0, 2011, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) para Windows.

5 RESULTADOS

O presente estudo tomou como base 30 pacientes submetidos a tratamento invasivo de arritmias cardíacas supraventriculares por meio da aplicação de radiofrequência, determinando uma amostra de 22.813 dados. É importante destacar que a amostra coletada foi obtida em três momentos distintos da aplicação de RF (PRÉ, ON e PÓS). Desses pacientes, 43% apresentavam taquicardia por reentrada nodal, 33% taquicardia por reentrada AV (vias acessórias direita e esquerda), 11% taquicardia atrial direita e 13% flutter atrial direito, com média de idade de $47 \pm 13,6$ anos, com predominância do sexo feminino, que correspondeu a 63% (19 pacientes) da amostra; do sexo masculino foram 11 pacientes ou 37% da amostra.

A Tabela 1 detalha a distribuição da amostra conforme o tipo do cateter e o momento da aplicação. Em todos os momentos, a maior quantidade de dados obtidos foi com cateter de ponta 4 mm (70%) e no momento ON. Os parâmetros de potência e temperaturas iniciais do gerador de RF definidos foram, para cateter 4 mm, de 50W/60 °C, e para cateter 8 mm, de 70W/50 °C (APÊNDICE 9).

Tabela 1 – Quantidade de dados coletados de acordo com o momento da aplicação da radiofrequência e o diâmetro da ponta do cateter.

| Tipo do cateter | Momento da aplicação | | | Total (n) |
|-----------------|----------------------|-----------|------------|--------------|
| | PRÉ (n) | ON (n) | PÓS (n) | |
| 4 mm | 2.309 | 11.533 | 2.398 | 16.240 |
| 8 mm | 750 | 5.023 | 800 | 6.573 |
| Total | 3.059 | 16.556 | 3.198 | 22.813 |

Desta forma, para fins estatísticos, o trabalho considerou a amostra em duas situações distintas:

- a) Apenas no momento ON – Análise de correlações e de componentes principais e análise preditiva;
- b) Nos três momentos – Análise de variância e teste t de Student.

Os dados referentes aos pacientes selecionados e obtidos nos três momentos distintos (PRÉ, ON e PÓS) resultaram em elementos mensurados em oito das dez variáveis consideradas na análise estatística.

Comparando as médias e os desvios-padrões dessas variáveis (Tabela 2), observou-se, em cada momento considerado na pesquisa, grande variabilidade em cada uma delas, exceto no caso da temperatura (°C) e potência programada (W) (APÊNDICE 10 e APÊNDICE 11).

Tabela 2 - Medidas descritivas de acordo com o momento da aplicação.

| Momento da aplicação | Variáveis | N | Média ± desvio padrão | Coefficiente de variação |
|----------------------|------------------------------------|--------|-----------------------|--------------------------|
| PRÉ | Temperatura (°C) | 3.059 | 37,04 ± 0,29 | 1% |
| | Voltagem bipolar (mV) | | 41,27 ± 40,44 | 98% |
| | Voltagem unipolar (mV) | | 1,4 ± 2,62 | 186% |
| | Corrente elétrica (nanoA) | | 50,54 ± 51,09 | 101% |
| | Densidade (nanoA/mm ²) | | 3,16 ± 3,19 | 101% |
| | Distância (cm) | | 2,95 ± 1,47 | 50% |
| | Potência (pW) | | 4,13 ± 4,59 | 111% |
| | Potência programada (W) | | 54,9 ± 8,61 | 16% |
| ON | Temperatura (°C) | 16.556 | 37,02 ± 0,29 | 1% |
| | Voltagem bipolar (mV) | | 46,37 ± 41,63 | 90% |
| | Voltagem unipolar (mV) | | 2,34 ± 3,24 | 139% |
| | Corrente elétrica (nanoA) | | 56,21 ± 52,43 | 93% |
| | Densidade (nanoA/mm ²) | | 3,51 ± 3,28 | 93% |
| | Distância (cm) | | 2,84 ± 1,44 | 51% |
| | Potência (pW) | | 4,73 ± 4,84 | 102% |
| | Potência programada (W) | | 56,07 ± 9,19 | 16% |
| PÓS | Temperatura (°C) | 3.198 | 37,04 ± 0,29 | 1% |
| | Voltagem bipolar (mV) | | 47,62 ± 41,37 | 87% |
| | Voltagem unipolar (mV) | | 2,05 ± 2,76 | 134% |
| | Corrente elétrica (nanoA) | | 58,84 ± 51,84 | 88% |
| | Densidade (nanoA/mm ²) | | 3,68 ± 3,24 | 88% |
| | Distância (cm) | | 2,97 ± 1,47 | 50% |
| | Potência (pW) | | 4,92 ± 4,79 | 97% |
| | Potência programada (W) | | 55 ± 8,66 | 16% |

5.1 CORRELAÇÃO ENTRE AS VARÁVEIS ESTUDADAS

Para reconhecer a ocorrência do efeito antena pela presença da sonda esofágica durante o tratamento das arritmias cardíacas supraventriculares por aplicação de RF, inicialmente foi realizada uma análise de correlação entre as

variáveis. Procurou-se também verificar se o aumento da temperatura devido à geração de corrente elétrica passiva pela presença de sonda esofágica de ponta metálica, durante a aplicação de energia de radiofrequência, era estatisticamente significativa. Ressalta-se que essa análise foi realizada apenas em relação ao momento da aplicação ON.

Para tanto, foi utilizado o coeficiente de correlação linear de Pearson (r), que é uma medida de associação entre duas variáveis quantitativas, variando no intervalo $-1 \leq r \leq 1$; quanto mais próximos dos extremos (-1 ou 1) se encontrarem os valores de r , maior será a associação entre as variáveis.

Análise de correlação emprega o teste t-Student para verificar se as correlações entre as variáveis sob estudo são estatisticamente significantes a um determinado nível de confiança, por exemplo, 95%.

5.1.1 Distância (cm) x Voltagem (mV) e Corrente elétrica (nanoA)

A primeira análise de correlação procurou determinar se estatisticamente houve aumento de temperatura devido à geração de corrente elétrica passiva (“efeito antena”).

Para responder a essa questão, a análise estatística verificou inicialmente se existia algum grau de dependência (correlação) entre as variáveis Distância (cm), Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA) e Temperatura (°C).

Os resultados mostraram que os coeficientes de correlação de Pearson entre a variável Distância (cm) e as demais variáveis mencionadas foram todos negativos, exceto em relação à Temperatura (°C). Da mesma forma, o coeficiente entre a variável Temperatura (°C) e as demais variáveis também foram todos negativos, exceto em relação à Distância (cm) (Figura 11).

Isto significa que, na maioria dos casos, à medida que Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV) e Corrente elétrica (nanoA) diminuam, a Distância (cm) e a Temperatura (°C) aumentavam, e vice-versa. E à medida que a Distância (cm) aumentava ou diminuía, a Temperatura (°C) apresentava o mesmo comportamento (Figura 11).

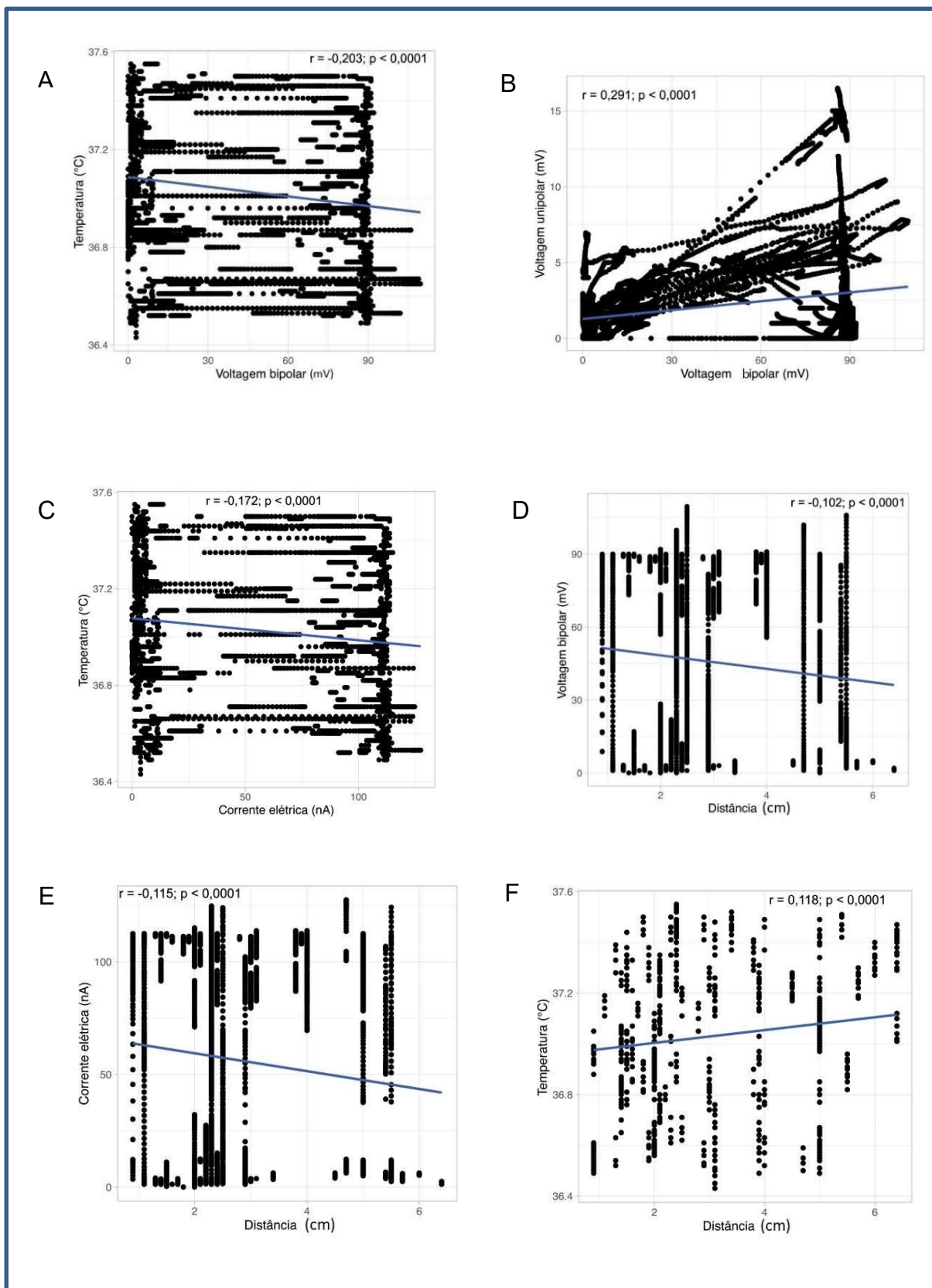


Figura 11. Gráficos A, B, C, D, E e F mostram os coeficientes de correlação de Pearson (r) entre as variáveis Distância, Voltagem, Corrente elétrica e Temperatura. A correlação foi significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$).

Em outra mão, as correlações entre as variáveis analisadas Voltagem unipolar (mV), Voltagem bipolar (mV) e Corrente elétrica (nanoA) foram todas positivas. Na maioria das vezes em que a Voltagem unipolar(mV) aumentou, o mesmo aconteceu com a Corrente elétrica (nanoA), e vice-versa. O raciocínio é análogo para as demais comparações entre essas variáveis analisadas (Figura 11). As Tabelas 3 e 4 detalham os resultados.

Tabela 3 – Coeficientes de correlação de Pearson entre as variáveis Distância, Voltagem, Corrente elétrica e Temperatura.

| Variáveis | Variáveis | | | | |
|---------------------------|----------------|-----------------------|------------------------|---------------------------|------------------|
| | Distância (cm) | Voltagem bipolar (mV) | Voltagem unipolar (mV) | Corrente elétrica (nanoA) | Temperatura (°C) |
| Distância (cm) | 1 | | | | |
| Voltagem bipolar (mV) | -0,102 | 1 | | | |
| Voltagem unipolar (mV) | -0,280 | 0,291 | 1 | | |
| Corrente elétrica (nanoA) | -0,115 | 0,976 | 0,247 | 1 | |
| Temperatura (°C) | 0,118 | -0,203 | -0,146 | -0,172 | 1 |

Tabela 4 – Significância das correlações entre as variáveis Distância, Voltagem, Corrente elétrica e Temperatura (teste t de Student).

| Variáveis | Variáveis | | | |
|---------------------------|----------------------|-----------------------|------------------------|---------------------------|
| | Distância (cm) | Voltagem bipolar (mV) | Voltagem unipolar (mV) | Corrente elétrica (nanoA) |
| Distância (cm) | - | | | |
| Voltagem bipolar (mV) | 0,000 ^(*) | - | | |
| Voltagem unipolar (mV) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | - | |
| Corrente elétrica (nanoA) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | - |
| Temperatura (°C) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) |

(*) A correlação foi significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$).

É importante ressaltar que, apesar da significância estatística das correlações, os valores dos coeficientes de correlação de Pearson apresentaram-se próximo de zero, o que caracterizou uma fraca associação entre as referidas variáveis. A exceção ficou por conta da correlação entre Voltagem bipolar (mV) e Corrente elétrica (nanoA), cujo coeficiente ficou muito próximo de 1 ($r = 0,976$) (Figura 12).

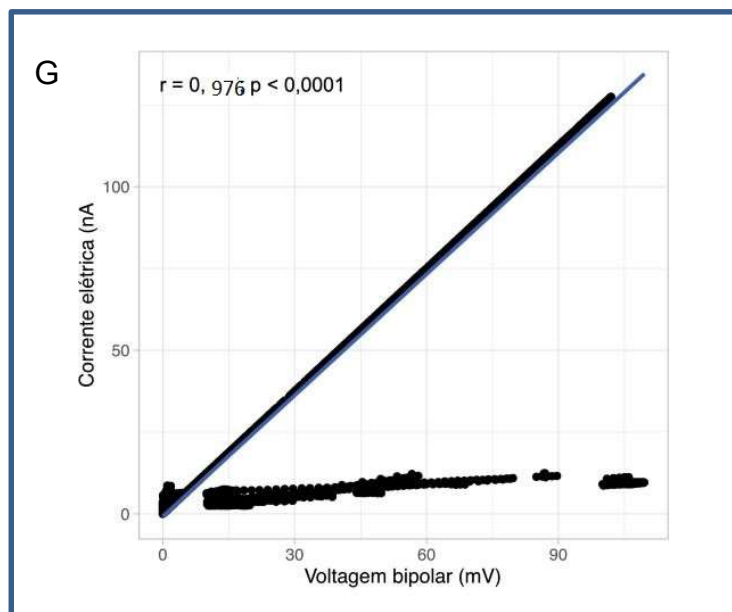


Figura 12. Gráfico G mostra a correlação de Pearson (r) entre Corrente elétrica e Voltagem bipolar.

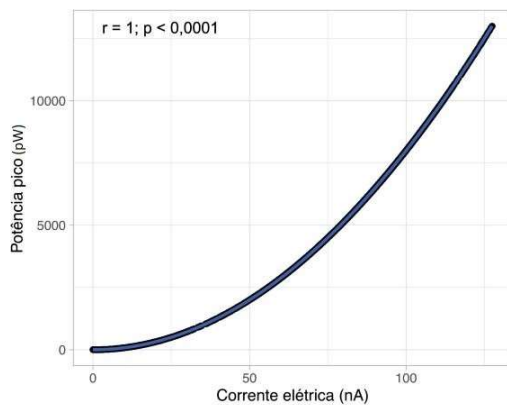
(*) A correlação foi significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$).

5.1.2 Voltagem (mV) e Corrente elétrica (nanoA) x Potência (picoV) e Potência programada (W)

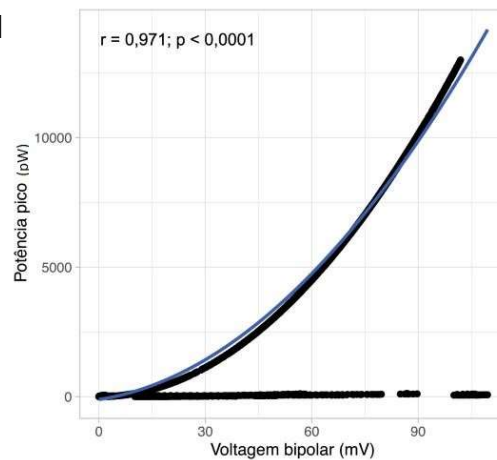
A segunda análise de correlação procurou determinar se as variáveis analisadas Voltagem unipolar (mV), Voltagem bipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA), Potência (pW) e Potência programada (W) estavam estatisticamente associadas.

Os resultados mostraram que as correlações entre a variável Potência programada (W) e as demais variáveis mencionadas foram todas negativas, o que caracteriza um comportamento oposto entre as variáveis em questão. Em outras palavras, pode-se dizer que, na maioria dos casos, todas as vezes que a Potência programada (W) diminuiu, as variáveis Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA) e Potência (pW) aumentaram, e vice-versa (Figura 13).

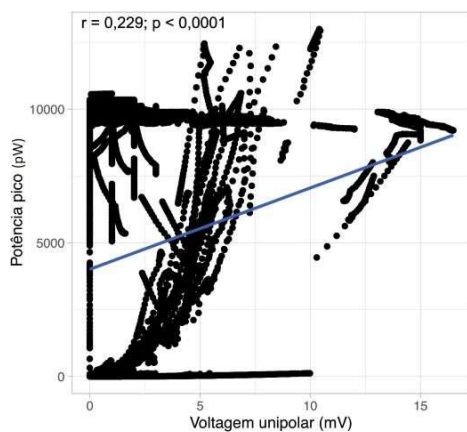
H



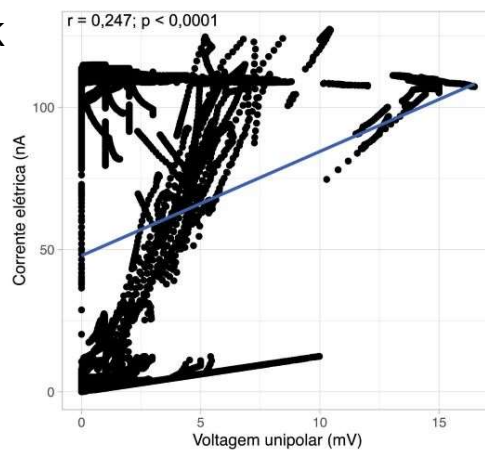
I



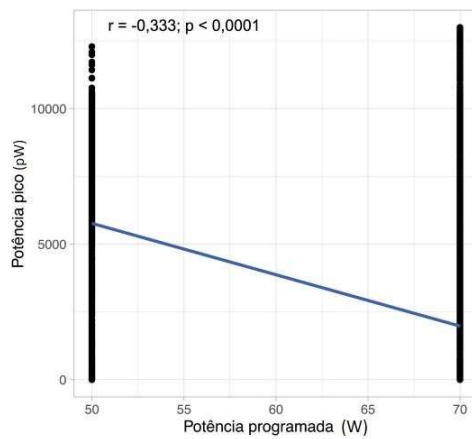
J



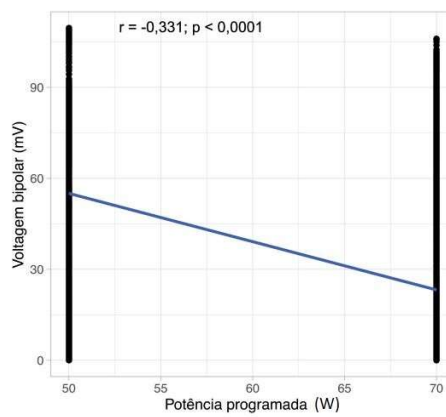
K



L



M



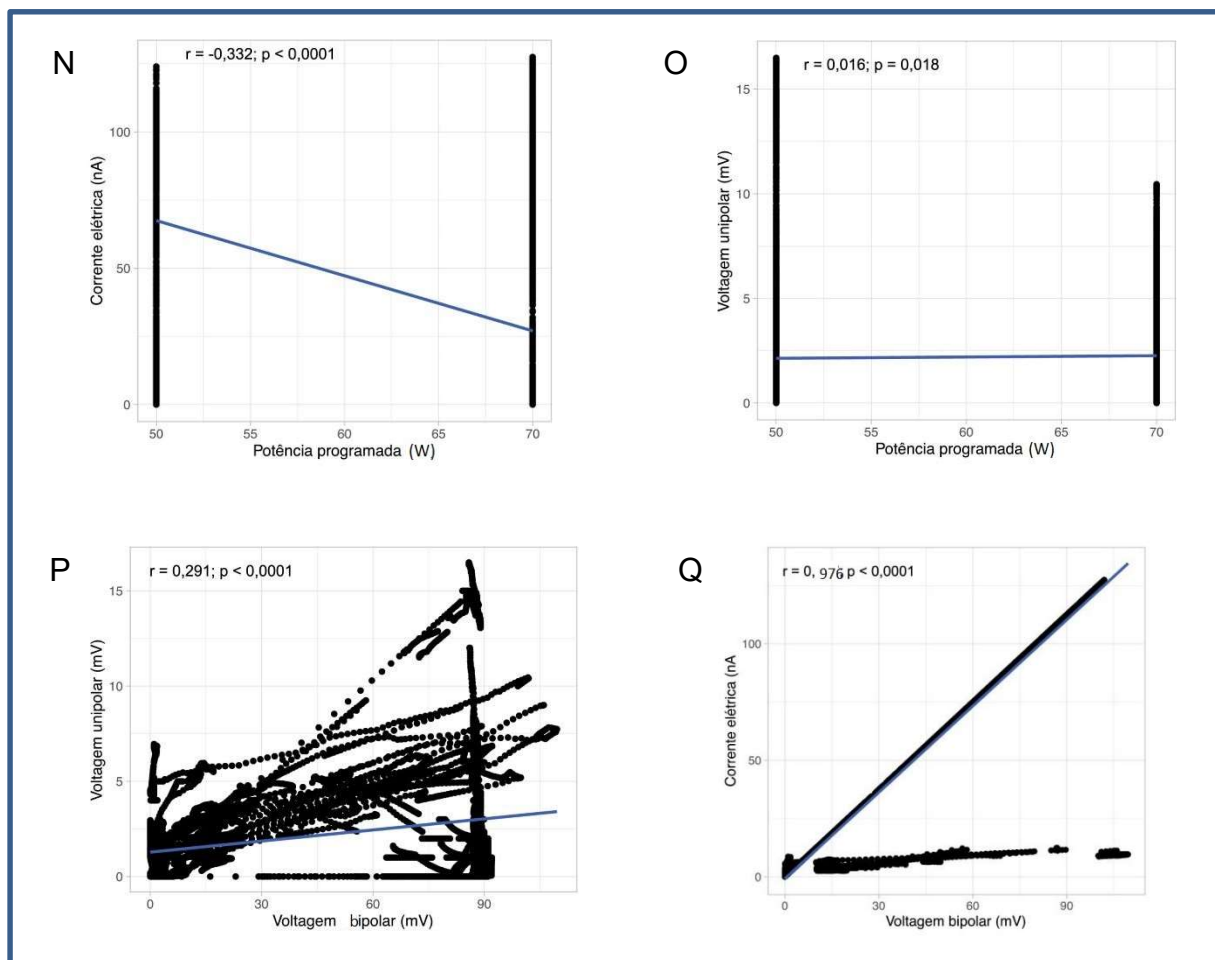


Figura 13. Gráficos H, I, J, K, L, M, N, O, P, Q mostram os coeficientes de correlação de Pearson entre as variáveis Voltagem, Corrente elétrica e Potência.

Em relação às demais variáveis analisadas, observou-se que os coeficientes de correlação de Pearson foram todos positivos; isto significa que essas variáveis se comportaram da mesma forma. Por exemplo, a correlação entre Voltagem bipolar (mV) e Potência (pW) foi de 0,971.

Esse resultado mostrou que na maior parte das vezes em que a Voltagem bipolar (mV) aumentou, a Potência (pW) teve o mesmo comportamento, e vice-versa. Além disso, o valor elevado do coeficiente de correlação evidenciou que essas variáveis estavam fortemente associadas.

Essa interpretação é análoga às demais comparações entre as variáveis em questão, mas tomando-se o cuidado em relação à intensidade da correlação entre elas, ou seja, observando-se os valores dos respectivos coeficientes de correlação de

Pearson. Valores próximos de -1 ou 1 evidenciam forte associação, enquanto valores próximos de zero caracterizam baixa correlação. As Tabelas 5 e 6 detalham o valor de todos os coeficientes de correlação de Pearson calculados.

Tabela 5 – Coeficientes de correlação de Pearson entre as variáveis Voltagem, Corrente elétrica e Potência.

| Variáveis | Variáveis | | | | |
|---------------------------|-----------------------|------------------------|---------------------------|------------------|-------------------------|
| | Voltagem bipolar (mV) | Voltagem unipolar (mV) | Corrente elétrica (nanoA) | Potência (picoW) | Potência programada (W) |
| Voltagem bipolar (mV) | 1 | | | | |
| Voltagem unipolar (mV) | 0,291 | 1 | | | |
| Corrente elétrica (nanoA) | 0,976 | 0,247 | 1 | | |
| Potência (pW) | 0,971 | 0,229 | 0,996 | 1 | |
| Potência programada (W) | -0,331 | -0,016 | -0,332 | -0,333 | 1 |

Tabela 6 – Significância das correlações entre as variáveis Voltagem, Corrente elétrica e Potência (teste t de Student).

| Variáveis | Variáveis | | | |
|---------------------------|-----------------------|------------------------|---------------------------|----------------------|
| | Voltagem bipolar (mV) | Voltagem unipolar (mV) | Corrente elétrica (nanoA) | Potência (picoW) |
| Voltagem bipolar (mV) | - | | | |
| Voltagem unipolar (mV) | 0,000 ^(*) | - | | |
| Corrente elétrica (nanoA) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | - | |
| Potência (pW) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | - |
| Potência programada (W) | 0,000 ^(*) | 0,018 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) |

(*) A correlação foi significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$).

Observando os resultados é possível verificar que as variáveis Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA), Potência (pW) e Potência programada (W) estavam todas correlacionadas estatisticamente entre si, ao nível de 95% de confiança (p -valor $< 0,05$).

Apesar da constatação da significância estatística das referidas correlações, apenas três delas apresentaram forte associação (coeficientes de correlação próximos de 1):

1. Voltagem bipolar (mV) e Corrente elétrica (nanoA): $r = 0,976$;
2. Voltagem bipolar (mV) e Potência (pW): $r = 0,971$;

3. Corrente elétrica (nanoA) e Potência (pW): $r = 0,996$.

Nas demais comparações, os coeficientes de correlação de Pearson ficaram mais próximos de zero e caracterizaram assim uma fraca associação entre as respectivas variáveis analisadas (Figura 13).

5.2 ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS (PCA)

Dando continuidade ao estudo das relações entre as variáveis estudadas, foi realizada análise de componentes principais, cujo objetivo foi verificar a possível ocorrência do efeito antena. Ressalta-se novamente que essa análise foi realizada apenas em relação ao momento da aplicação ON.

Essa abordagem estatística multivariada procurou explicar a estrutura de variância e covariância de um vetor aleatório, composto de p -variáveis aleatórias, por meio da construção de combinações lineares das variáveis mensuradas pelo estudo.

Em outras palavras, a PCA procurou identificar a existência de inter-relações entre essas variáveis analisadas, de modo a explicá-las em termos de suas dimensões próprias denominadas componentes principais.

No presente estudo, o sistema de variabilidade composto pelas variáveis estudadas consideradas na análise será aproximado contendo dois fatores (componentes principais) estimados. A utilização dessa técnica de análise multivariada de dados consiste na busca da redução do número de variáveis originais da pesquisa, substituindo a informação disponível nas p -variáveis originais pela informação contida em k ($k < p$) componentes principais.

É importante esclarecer que as variáveis Temperatura ($^{\circ}\text{C}$) e Potência programada (W) foram consideradas na análise de componentes principais em razão de sua importância para o presente trabalho.

A matriz de correlação representada na Tabela 7 demonstra que todas as variáveis consideradas na análise estavam estatisticamente correlacionadas ($p < 0,05$). O determinante dessa matriz ficou muito próximo de zero indicando, de modo geral, um elevado grau de correlação entre algumas variáveis mensuradas no presente estudo.

Tabela 7 – Matriz de correlação¹ – Coeficientes de correlação e estatísticas (p-valor do teste t de Student).

| Estatísticas | Variáveis | Voltagem bipolar (mV) | Voltagem unipolar (mV) | Corrente elétrica (nanoA) | Distância (cm) | Potência (picoW) | Potência programada (W) |
|--|---------------------------|------------------------------|-------------------------------|----------------------------------|-----------------------|-------------------------|--------------------------------|
| Coeficientes de correlação | Voltagem bipolar (mV) | 1 | | | | | |
| | Voltagem unipolar (mV) | 0,291 | 1 | | | | |
| | Corrente elétrica (nanoA) | 0,976 | 0,247 | 1 | | | |
| | Distância (cm) | -0,102 | -0,280 | -0,115 | 1 | | |
| | Potência (pW) | 0,971 | 0,229 | 0,996 | -0,114 | 1 | |
| | Potência programada (W) | -0,331 | -0,016 | -0,332 | 0,146 | -0,333 | 1 |
| | Temperatura (°C) | -0,203 | -0,146 | -0,172 | 0,118 | -0,168 | 0,077 |
| Estatística p-valor do teste t de Student | Voltagem bipolar (mV) | – | | | | | |
| | Voltagem unipolar (mV) | 0,000 ^(*) | – | | | | |
| | Corrente elétrica (nanoA) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | – | | | |
| | Distância (cm) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | – | | |
| | Potência (pW) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | – | |
| | Potência programada (W) | 0,000 ^(*) | 0,018 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | – |
| | Temperatura (°C) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) | 0,000 ^(*) |

¹ Determinante = 0,000000001627.* **Nota:** Na matriz, as correlações acima e abaixo da diagonal principal são iguais. Nesse contexto, a coluna referente à Temperatura (°C) foi omitida tendo em vista que, em razão da igualdade mencionada, tal coluna representaria apenas a correlação dessa variável com ela mesma.(*) A correlação foi significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$).

Os resultados apresentados na Tabela 8 demonstram que o uso da análise de componentes principais nos dados desse trabalho era perfeitamente possível. Observa-se com base na referida tabela que a estatística MSA (Measure of Sampling Adequacy) foi de 0,837. Esse resultado indicou um elevado poder de explicação dos dados pelos fatores estimados (1 e 2).

Tabela 8 – Teste KMO e teste de esfericidade de Bartlett.

| Estatísticas | | Valor |
|--------------------------------------|--------------------|-------------------|
| KMO – Medida de adequação da amostra | | 0,837 |
| Teste de esfericidade de Bartlett | Qui-quadrado | 373.060,37 |
| | Graus de liberdade | 28 |
| | p | 0,00000 |

Ainda com base na Tabela 8, observou-se que o teste de esfericidade de Bartlett foi estatisticamente significativo ao nível de 5% ($p < 0,05$), indicando a existência de relação suficiente entre as variáveis para o uso da referida técnica de análise multivariada. O teste de esfericidade de Bartlett tem por finalidade medir a presença de correlações entre as variáveis, fornecendo a probabilidade estatística de que a matriz de correlação tenha correlações significantes entre pelo menos algumas variáveis.

De acordo com a Tabela 9, de modo geral o poder de explicação da variabilidade das variáveis analisadas pelos fatores foi considerado bom. A comunalidade indica o poder de explicação e ainda fornece estimativas da variância compartilhada, ou comum, entre as variáveis estudadas.

Tabela 9 – Comunalidades.

| Variáveis | Comunalidades |
|---------------------------|----------------------|
| Voltagem bipolar (mV) | 0,967 |
| Voltagem unipolar (mV) | 0,542 |
| Corrente elétrica (nanoA) | 0,987 |
| Distância (cm) | 0,607 |
| Potência (pW) | 0,982 |
| Potência programada (W) | 0,174 |
| Temperatura (°C) | 0,242 |

No entanto, o baixo poder de explicação de algumas variáveis implica certa parcimônia nas suas análises. É o caso da Voltagem unipolar (mV), Potência programada (W) e Temperatura (°C).

Em outras palavras, apenas 54,2%, 17,4% e 24,2% das variabilidades das variáveis Voltagem unipolar (mV), Potência programada (W) e Temperatura (°C), respectivamente, puderam ser explicadas pelos fatores.

Os resultados da Tabela 10 mostram em que medida cada fator respondeu pela variabilidade total dos dados.

Na coluna Total, em Autovalores iniciais, nota-se que o primeiro componente principal (fator) explicou aproximadamente quatro variáveis e respondeu por 53,2% da variabilidade total.

A extração do segundo fator resultou na explicação de apenas uma das quatro variáveis restantes após a extração do primeiro componente. O segundo fator respondeu, pois, por cerca de 15,5% da variabilidade total. O raciocínio é análogo para as demais variáveis e fatores.

Ressalta-se que a partir da extração do terceiro fator verificou-se redução na proporção da variância total explicada por cada fator. Essa queda passou a ser substancial a partir do quinto fator. Por exemplo, o sexto fator explicou apenas 0,4% da variabilidade total. De forma análoga, a proporção da variabilidade total explicada pelo oitavo fator tendeu a zero. Nesse contexto, não fez sentido a adoção de mais de dois fatores.

Outra forma de escolher a quantidade de fatores é por meio da inspeção visual do gráfico apresentado na Figura 14, conhecido na literatura por *Scree-plot*. O ponto de inflexão desse gráfico indica a melhor quantidade de fatores a serem adotados na análise.

Tabela 10 – Variância total explicada.

| Componentes | Autovalores iniciais | | | Soma de quadrados das cargas fatoriais | | | Soma de quadrados das cargas fatoriais rotacionadas | | |
|-------------|----------------------|----------------|--------------------------|--|----------------|--------------------------|---|----------------|--------------------------|
| | Total | % da variância | % Acumulado da variância | Total | % da variância | % Acumulado da variância | Total | % da variância | % Acumulado da variância |
| 1 | 4,253 | 53,2% | 53,2% | 4,253 | 53,2% | 53,2% | 4,060 | 50,7% | 50,7% |
| 2 | 1,236 | 15,5% | 68,6% | 1,236 | 15,4% | 68,6% | 1,429 | 17,9% | 68,6% |
| 3 | 0,936 | 11,7% | 80,3% | | | | | | |
| 4 | 0,902 | 11,3% | 91,6% | | | | | | |
| 5 | 0,635 | 7,9% | 99,5% | | | | | | |
| 6 | 0,033 | 0,4% | 99,9% | | | | | | |
| 7 | 0,005 | 0,1% | 100,0% | | | | | | |
| 8 | 3,59E-07 | 0,0% | 100,0% | | | | | | |

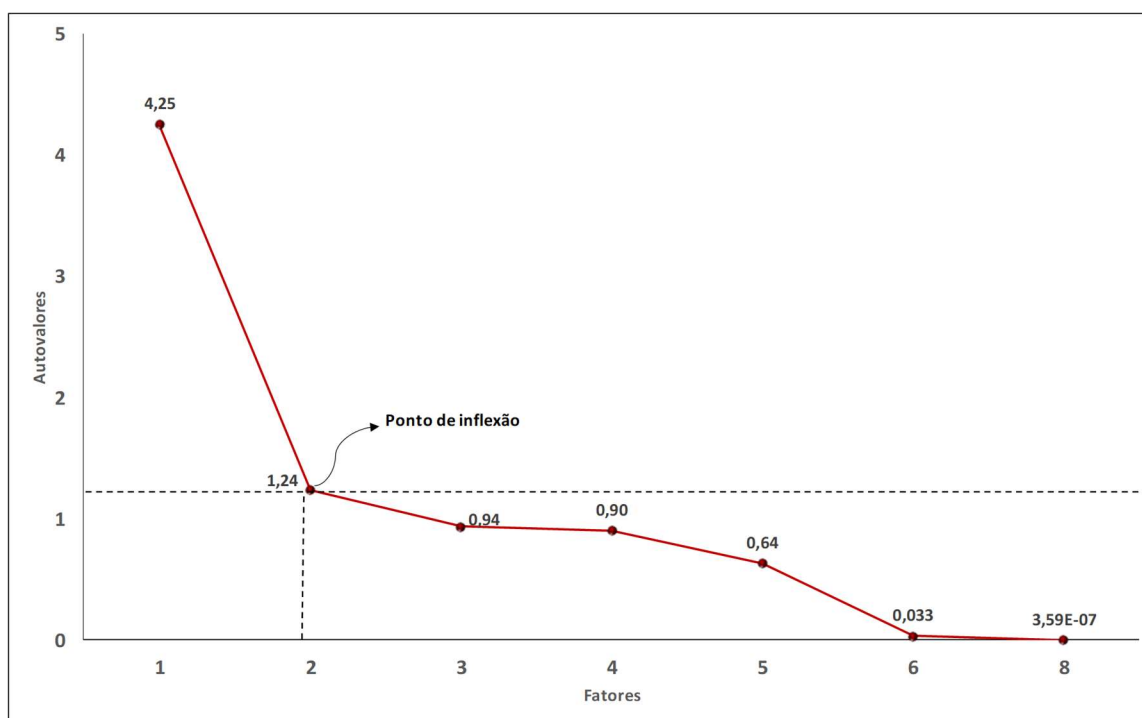


Figura 14. Autovalores x Fatores (*Scree-Plot*).

De acordo com o gráfico da Figura 14, percebe-se por meio do ponto de inflexão que a utilização de dois fatores é a quantidade ideal para os dados da presente pesquisa.

Em resumo, a quantidade de fatores foi determinada pela magnitude dos autovalores, ou seja, a quantidade de fatores será determinada pelos seguintes critérios:

1. Quantidade de Fatores = Quantidade de Autovalores > 1
2. Pelo ponto de inflexão do *Scree-Plot*.

Ambos os critérios convergiram para a mesma quantidade de fatores (componentes principais).

Analisando as colunas da Soma de quadrados das cargas fatoriais (Tabela 10), têm-se as mesmas conclusões descritas anteriormente, mas referentes apenas a dois fatores.

As colunas da Soma de quadrados das cargas fatoriais rotacionadas demonstram a variabilidade total explicada pelos dois fatores extraídos a partir da utilização da rotação Varimax (rotação ortogonal). Na busca por uma estrutura mais simples para a matriz de cargas fatoriais é possível fazer rotação ortogonal dos fatores, de modo a se preservar a orientação original entre eles. As rotações fatoriais têm o objetivo de facilitar a interpretação dos fatores. Desta forma, o primeiro fator

explicou 50,7% da variabilidade total, enquanto o segundo fator explicou 17,9% dessa variabilidade.

Portanto, após a extração e rotação dos fatores (componentes principais), o modelo foi capaz de explicar 68,6% da variabilidade total. Esse poder de explicação é considerado bom pela literatura que estuda análise de componentes principais.

Ressalta-se que o percentual da variância total explicada pelos dois fatores não mudou quando da comparação entre os fatores originais e os fatores rotacionados, apenas suas participações individuais foram alteradas devido à rotação Varimax.

Os dados contidos na Tabela 11 mostram as cargas fatoriais dos fatores que foram submetidos à rotação Varimax. A magnitude das cargas fatoriais determina o fator (componente principal) no qual as referidas cargas serão alocadas.

Nesse contexto, as variáveis clínicas foram distribuídas nos fatores (componentes principais) da seguinte forma:

- **Fator 1**
 - Corrente elétrica (nanoA)
 - Potência (pW)
 - Voltagem bipolar (mV)
 - Potência programada (W)
- **Fator 2**
 - Distância (cm)
 - Voltagem unipolar (mV)
 - Temperatura (°C)

É importante nominar cada fator, de modo que fique claro quais são as suas principais características e/ou propriedades. Isso é feito usualmente atribuindo ao fator uma denominação que esteja o mais alinhada possível às características e/ou propriedades das variáveis que irão compor esse fator.

No caso do presente trabalho, propõe-se associar os nomes dos fatores às hipóteses estabelecidas pela metodologia da pesquisa.

Nesse sentido, as variáveis do Fator 1 sugerem similaridade ao objetivo específico: Correlacionar a voltagem e corrente geradas passivamente na sonda esofágica com potência máxima programada no gerador de radiofrequência. Portanto, sugere-se atribuir ao Fator 1 a denominação Efeito Corrente (EC).

No caso do segundo fator, as variáveis estão mais alinhadas ao objetivo específico: Correlacionar a distância entre a ponta do cateter de radiofrequência e a ponta da sonda esofágica com a voltagem e corrente geradas passivamente. Nesse caso, sugere-se atribuir ao Fator 2 a denominação Efeito Distância (ED).

Com base nessas sugestões, na Tabela 11 são apresentados os fatores nominados e suas respectivas cargas fatoriais.

Tabela 11 – Componentes principais rotacionados¹ e respectivas cargas fatoriais.

| Variáveis | Componentes principais | |
|---------------------------|------------------------|-----------------------|
| | Efeito corrente (EC) | Efeito distância (ED) |
| Corrente elétrica (nanoA) | 0,985 | |
| Potência (pW) | 0,984 | |
| Voltagem bipolar (mV) | 0,971 | |
| Potência programada (W) | -0,408 | |
| Distância (cm) | | 0,779 |
| Voltagem unipolar (mV) | | -0,719 |
| Temperatura (°C) | | 0,474 |

¹ Rotação Varimax.

Nos resultados mostrados na Tabela 11 nota-se que algumas cargas fatoriais foram positivas e outras negativas. No caso do EC, por exemplo, isto acontece em relação à Corrente elétrica (nanoA) e à Potência programada (W), tendo em vista que a primeira variável apresentou carga fatorial positiva e a segunda variável carga fatorial negativa.

Pode-se dizer então que algumas aplicações de RF se caracterizaram por apresentar altos níveis de Corrente elétrica (nanoA), enquanto outras caracterizaram-se por apresentar níveis médios de Potência programada (W).

Nesse caso, o sinal simplesmente aponta onde a Potência programada (W) cresce, ou seja, as aplicações de RF com maiores níveis de Potência programada (W) estavam mais à esquerda. De forma análoga, estavam mais à direita as aplicações de RF com maiores níveis de Corrente elétrica (nanoA).

Em relação à ED, por exemplo, estavam mais à esquerda as aplicações de RF com maiores níveis de Voltagem unipolar (mV) e mais à direita as aplicações de RF com maiores níveis de Temperatura (°C).

Outra forma de interpretar os fatores extraídos é por meio da inspeção do gráfico dos fatores (Figura 15). No gráfico, o ponto (0,0) representa a média, ou seja, variáveis mais à esquerda estavam abaixo da média, enquanto àquelas mais à direita estavam acima.

Tomando como base o Fator EC (componente 1), as variáveis Corrente elétrica (nanoA), Potência (pW) e Voltagem bipolar (mV) ficaram acima da média, e por estarem muito próximas pode-se dizer que estavam altamente correlacionadas. Já a Potência programada (W) ficou abaixo da média e sua correlação com as demais variáveis do Fator EC foi menor.

Analisando o Fator ED (componente 2), observa-se que as variáveis Temperatura (°C) e Distância (cm) ficaram acima da média, e por isso, mais correlacionadas. A variável Voltagem unipolar (mV), ficou abaixo da média e, portanto, menos correlacionada com as demais (Figura 15).

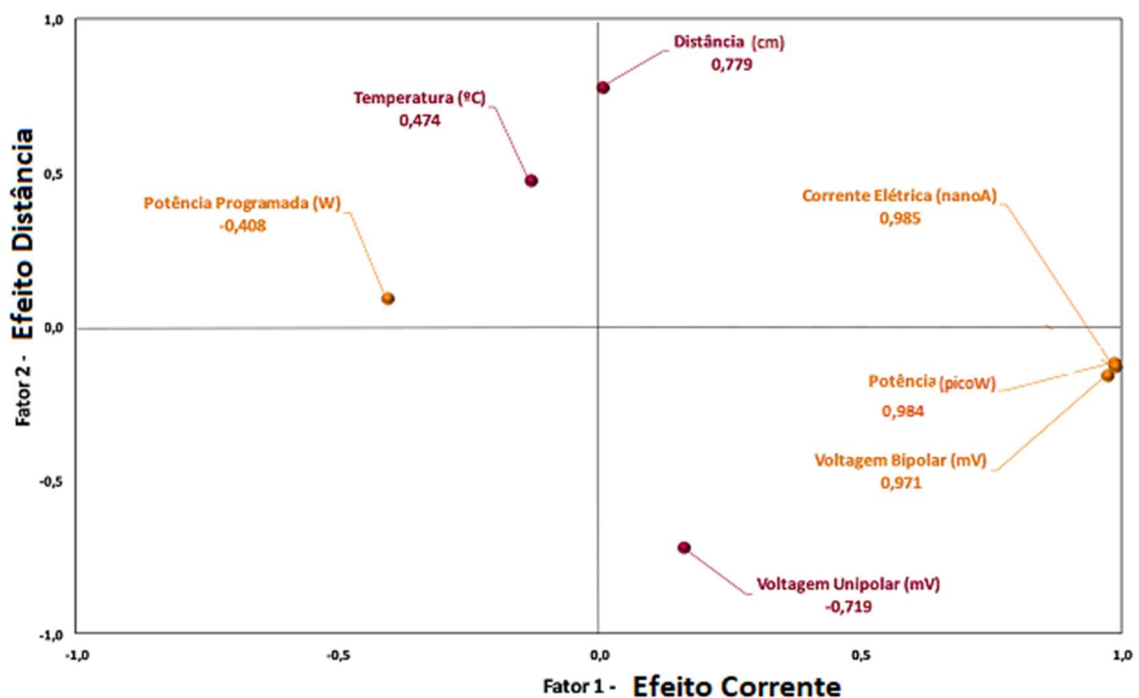


Figura 15. Representação gráfica dos fatores

5.3. ANÁLISE DE VARIÂNCIA

A análise de variância (ANOVA) foi realizada com o objetivo de identificar se existiam diferenças estatisticamente significantes das variáveis estudadas em relação aos momentos de aplicação da radiofrequência e da potência programada.

Em outras palavras, a ANOVA foi utilizada para comparar as variáveis Temperatura (°C), Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA), Densidade (nanoA/mm²), Distância (cm) e Potência (pW) entre os momentos de aplicação da radiofrequência (PRÉ, ON e PÓS) e identificar se as diferenças dessas variáveis entre os momentos eram estatisticamente significantes ao nível de 5% de significância.

De acordo com os resultados mostrados na Tabela 12, as diferenças dessas variáveis entre os referidos momentos foram significantes ao nível de 5% ($p < 0,05$), exceto no caso da Distância (cm).

Tabela 12 – Análise de variância – Diferença entre as variáveis.

| Variáveis | Variações | Soma de quadrados | Graus de liberdade | Quadrado médio | F | p |
|------------------------------------|-------------------|---------------------------|--------------------|----------------|------|---------------------|
| Temperatura (°C) | Entre grupos | 4,74 | 2 | 2,37 | 26,5 | 0,0000 ¹ |
| | Dentro dos grupos | 804,81 | 9.000 | 0,09 | | |
| | Total | 809,56 | 9.002 | - | | |
| Voltagem bipolar (mV) | Entre grupos | 73.502,24 | 2 | 36.751,12 | 21,8 | 0,0000 ¹ |
| | Dentro dos grupos | 15.200.935,48 | 9.000 | 1.688,99 | | |
| | Total | 15.274.437,72 | 9.002 | - | | |
| Voltagem unipolar (mV) | Entre grupos | 1.314,91 | 2 | 657,46 | 93,0 | 0,0000 ¹ |
| | Dentro dos grupos | 63.603,50 | 9.000 | 7,07 | | |
| | Total | 64.918,42 | 9.002 | - | | |
| Corrente elétrica (nanoA) | Entre grupos | 128.424,46 | 2 | 64.212,23 | 24,3 | 0,0000 ¹ |
| | Dentro dos grupos | 23.738.166,62 | 9.000 | 2.637,57 | | |
| | Total | 23.866.591,08 | 9.002 | - | | |
| Densidade (nanoA/mm ²) | Entre grupos | 502,26 | 2 | 251,13 | 24,4 | 0,0000 ¹ |
| | Dentro dos grupos | 92.722,87 | 9.000 | 10,30 | | |
| | Total | 93.225,13 | 9.002 | - | | |
| Distância (cm) | Entre grupos | 0,27 | 2 | 0,14 | 0,1 | 0,9378 |
| | Dentro dos grupos | 19.109,57 | 9.000 | 2,12 | | |
| | Total | 19.109,84 | 9.002 | - | | |
| Potência (pW) | Entre grupos | 1.063.109.041,16 | 2 | 531.554.520,58 | 24,2 | 0,0000 ¹ |
| | Dentro dos grupos | 197.600.898.929,89 | 9.000 | 21.955.655,44 | | |
| | Total | 198.664.007.971,05 | 9.002 | - | | |

¹As diferenças foram significantes ao nível de 5%.

Com esta constatação foi empregado o Teste de Tukey para Comparações Múltiplas, que tem o objetivo de mostrar onde essas diferenças são estatisticamente significantes. O teste mostrou em que momentos as variáveis Temperatura ($^{\circ}\text{C}$), Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA), Densidade (nanoA/mm²), Distância (cm) e Potência (pW) diferiram entre si.

De acordo com as Tabelas 13 e 14, pode-se concluir que:

1. A Temperatura ($^{\circ}\text{C}$) no momento PRÉ não diferiu estatisticamente da Temperatura ($^{\circ}\text{C}$) no momento PÓS, mas ambas diferiram ao nível de 5% de significância em relação ao momento ON. Em outras palavras, a Temperatura ($^{\circ}\text{C}$) no momento ON foi maior do que a Temperatura ($^{\circ}\text{C}$) nos momentos PRÉ e PÓS.
2. A Voltagem bipolar (mV) diferiu estatisticamente entre os três momentos de aplicação da radiofrequência. Ao nível de 5% de significância, pode-se concluir que a Voltagem bipolar (mV) foi menor no momento PRÉ e maior no momento PÓS.
3. A Voltagem unipolar (mV) no momento PRÉ diferiu ao nível de 5% de significância da Voltagem unipolar (mV) nos momentos ON e PÓS. No entanto, essa voltagem não diferiu estatisticamente entre os momentos ON e PÓS. Nesse contexto, verificou-se que a Voltagem unipolar (mV) foi estatisticamente menor no momento PRÉ em relação aos demais.
4. A Corrente elétrica (nanoA) teve exatamente o mesmo padrão da Voltagem unipolar (mV), ou seja, ao nível de 5% de significância foi menor no momento PRÉ em relação aos demais momentos.
5. Assim como a Voltagem unipolar (mV) e a Corrente elétrica (nanoA), a Densidade (nanoA/mm²) também apresentou diferenças estatisticamente significantes no momento PRÉ, em comparação aos momentos ON e PÓS. Em outras palavras, essa variável apresentou menores mensurações no momento PRÉ em relação àquelas observadas nos momentos ON e PÓS.
6. A Potência (pW) diferiu ao nível de 5% de significância em todos os momentos de aplicação da radiofrequência. O momento PÓS apresentou a maior média, enquanto o momento PRÉ apresentou a menor média.

Tabela 13 – Análise de comparações múltiplas – Teste Tukey.

| Variáveis | Momentos | Diferença entre médias | p | |
|------------------------------------|-------------|------------------------|---------|---------------------|
| Temperatura (°C) | Momento PRÉ | Momento ON | -0,05 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -0,004 | 0,8520 |
| | Momento ON | Momento PRÉ | 0,05 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | 0,05 | 0,0000 ¹ |
| | Momento PÓS | Momento PRÉ | 0,00 | 0,8520 |
| | | Momento ON | -0,05 | 0,0000 ¹ |
| Voltagem bipolar (mV) | Momento PRÉ | Momento ON | -3,94 | 0,0006 ¹ |
| | | Momento PÓS | -6,98 | 0,0000 ¹ |
| | Momento ON | Momento PRÉ | 3,94 | 0,0006 ¹ |
| | | Momento PÓS | -3,04 | 0,0118 ¹ |
| | Momento PÓS | Momento PRÉ | 6,98 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento ON | 3,04 | 0,0118 ¹ |
| Voltagem unipolar (mV) | Momento PRÉ | Momento ON | -0,80 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -0,82 | 0,0000 ¹ |
| | Momento ON | Momento PRÉ | 0,80 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -0,01 | 0,9778 |
| | Momento PÓS | Momento PRÉ | 0,82 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento ON | 0,01 | 0,9778 |
| Corrente elétrica (nanoA) | Momento PRÉ | Momento ON | -6,43 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -8,98 | 0,0000 ¹ |
| | Momento ON | Momento PRÉ | 6,43 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -2,55 | 0,1320 |
| | Momento PÓS | Momento PRÉ | 8,98 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento ON | 2,55 | 0,1320 |
| Densidade (nanoA/mm ²) | Momento PRÉ | Momento ON | -0,40 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -0,56 | 0,0000 ¹ |
| | Momento ON | Momento PRÉ | 0,40 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -0,16 | 0,1313 |
| | Momento PÓS | Momento PRÉ | 0,56 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento ON | 0,16 | 0,1313 |
| Distância (cm) | Momento PRÉ | Momento ON | 0,00 | 0,9998 |
| | | Momento PÓS | 0,01 | 0,9455 |
| | Momento ON | Momento PRÉ | 0,00 | 0,9998 |
| | | Momento PÓS | 0,01 | 0,9512 |
| | Momento PÓS | Momento PRÉ | -0,01 | 0,9455 |
| | | Momento ON | -0,01 | 0,9512 |
| Potência (pW) | Momento PRÉ | Momento ON | -539,09 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -829,38 | 0,0000 ¹ |
| | Momento ON | Momento PRÉ | 539,09 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento PÓS | -290,29 | 0,0434 ¹ |
| | Momento PÓS | Momento PRÉ | 829,38 | 0,0000 ¹ |
| | | Momento ON | 290,29 | 0,0434 ¹ |

¹As diferenças foram significantes ao nível de 5%.

Tabela 14 – Variáveis estudadas nos momentos PRÉ, ON e PÓS relacionados à radiofrequência.

| Variáveis | Momento | | | p |
|---------------------------------|---------------|---------------|---------------|-------------------------|
| | PRÉ | ON | PÓS | |
| Temperatura (°C) | 37,04 ± 0,29 | 37,02 ± 0,29 | 37,04 ± 0,29 | 0,852* |
| Voltagem bipolar (mV) | 41,27 ± 40,44 | 46,37 ± 41,63 | 47,62 ± 41,63 | <0,001 ^{a,b,c} |
| Voltagem unipolar (mV) | 1,4 ± 2,62 | 2,34 ± 3,24 | 2,05 ± 2,76 | <0,0001 ^{a,b} |
| Corrente elétrica (nA) | 50,54 ± 51,09 | 56,21 ± 52,43 | 58,84 ± 51,84 | <0,0001 ^{a,b} |
| Densidade (nA/mm ²) | 3,16 ± 3,19 | 3,51 ± 3,28 | 3,68 ± 3,24 | <0,0001 ^{a,b} |
| Distância (cm) | 2,95 ± 1,47 | 2,84 ± 1,44 | 2,97 ± 1,47 | 0,99 |
| Potência (pW) | 4,13 ± 4,59 | 4,73 ± 4,84 | 4,92 ± 4,79 | <0,05 ^{a,b,c} |

Nota: Os dados estão apresentados na forma de média ± desvio-padrão. ^APRÉ vs. ON; ^BPRÉ vs. PÓS; ^CON vs. PÓS. Análise de variância de uma via de medidas repetidas seguida do pós-teste de Tukey para computar diferenças entre os momentos de aplicação da radiofrequência.

* PRÉ vs PÓS

Com relação ao último objetivo específico, qual seja, correlacionar a voltagem e a corrente geradas passivamente na sonda esofágica com potência máxima programada no gerador de radiofrequência, foi realizado o teste t de Student. Para tanto, inicialmente foram calculadas as diferenças entre os momentos PRÉ e ON em relação às variáveis Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA) e Potência (pW). Essas diferenças serão denominadas a partir desse momento por diferenças calculadas. São elas:

- Voltagem bipolar ON – Voltagem bipolar PRÉ
- Voltagem unipolar ON – Voltagem unipolar PRÉ
- Corrente elétrica ON – Corrente elétrica PRÉ
- Potência (pW) ON – Potência (pW) PRÉ

O objetivo desse teste foi identificar se existiam diferenças estatisticamente significantes das diferenças calculadas entre as potências programadas (50W x 70W). De acordo com a Tabela 15, todas as diferenças foram significantes ao nível de 5%, exceto no caso da diferença calculada Voltagem bipolar ON – Voltagem bipolar PRÉ e Potência (pW) ON – Potência (pW) PRÉ.

A diferença calculada Voltagem unipolar ON – Voltagem unipolar PRÉ foi estatisticamente maior na potência programada de 70 W. Da mesma forma, a diferença calculada Corrente elétrica (diferença ON–PRÉ) foi maior na Potência programada de 70 W. A Tabela 15 e o Apêndice 12 detalham os resultados.

Tabela 15 – Teste t de Student – Diferenças calculadas x Potências programadas,

| Variáveis | Estatística t de Student | Graus de liberdade | p |
|--|--------------------------|--------------------|---------------------|
| Voltagem bipolar ON - Voltagem bipolar PRÉ | 0,61 | 6.000 | 0,5430 |
| Voltagem unipolar ON - Voltagem unipolar PRÉ | -22,22 | 6.000 | 0,0000 ¹ |
| Corrente elétrica ON - Corrente elétrica PRÉ | -7,46 | 6.000 | 0,0000 ¹ |
| Potência (pW) ON - Potência (pW) PRÉ | -1,34 | 6.000 | 0,1800 |

¹As diferenças foram significantes ao nível de 5%.

Mantendo o foco no objetivo específico relacionado à potência programada, realizou-se novamente o teste t de Student para amostras independentes. Para tanto, inicialmente foram calculadas as potências com a multiplicação das voltagens (unipolar e bipolar) pelas respectivas correntes elétricas. O resultado desse produto foi denominado Potência calculada. Tem-se então a Potência bipolar e a Potência unipolar.

Em seguida, foram calculadas as razões entre essas potências e a Potência programada (50 W e 70 W), obtendo-se:

- Razão Potência bipolar;
- Razão Potência unipolar.

O objetivo do teste t de Student foi comparar se existiam diferenças estatisticamente significantes dessas razões entre os momentos PRÉ e ON.

De acordo com os resultados mostrados na Tabela 16, pode-se dizer que a diferença entre a razão Potência bipolar (PRÉ) e a razão Potência Bipolar (ON) foi estatisticamente significativa ao nível de 5%. Em outras palavras, conclui-se que a razão Potência bipolar foi estatisticamente maior no momento PRÉ.

Já a diferença entre a razão Potência unipolar (PRÉ) e a razão Potência unipolar (ON) não foi estatisticamente significativa. A Tabela 16 e o Apêndice 13 apresentam os resultados.

Tabela 16 – Teste t de Student pareado – Diferenças das razões calculadas entre os momentos PRÉ e ON.

| Variáveis | Estatística t de Student | Graus de liberdade | p |
|-----------------------------------|---------------------------------|---------------------------|----------|
| Razão potência bipolar calculada | 11,76 | 5.748 | 0,0000 |
| Razão potência unipolar calculada | 0,37 | 5.748 | 0,7085 |

¹As diferenças foram significantes ao nível de 5%.

5.4. ANÁLISE PREDITIVA: MÍNIMOS QUADRADOS PONDERADOS

Uma última análise foi realizada com o objetivo de identificar de que forma as variáveis do estudo influenciavam no efeito antena. Foi feita análise preditiva para mensurar a magnitude e a forma como as variáveis Voltagem bipolar, Voltagem unipolar, Potência pico, Densidade de corrente, Distância entre a sonda e o cateter, Tempo de aplicação e Temperatura impactaram na Corrente elétrica. Destaca-se que a análise preditiva foi realizada levando em consideração apenas os dados do momento de aplicação ON.

A análise estatística foi realizada por meio do ajuste de uma regressão múltipla, conforme descrito a seguir:

- A seleção das variáveis que fizeram parte do ajuste foi realizada por meio do método Stepwise (passo a passo), que testa a entrada e retirada de variáveis do modelo até encontrar a combinação que proporciona o melhor ajuste entre as variáveis preditivas e explicativas.
- Procedeu-se ao agrupamento dos dados por paciente de forma a viabilizar a estimação dos parâmetros da regressão e a verificação dos pressupostos estatísticos.
- Foi calculada a média de cada variável por paciente e em seguida médias obtidas foram ponderadas pelas respectivas frequências simples de cada paciente.

- O ajuste do modelo mensurou as relações entre a Corrente elétrica (variável resposta) e as variáveis explicativas (independentes) Voltagem bipolar, Voltagem unipolar, Potencia, Densidade de corrente, Distância, Tempo e Temperatura. Desta forma foi possível identificar de que forma essas variáveis foram importantes e impactaram no efeito antena.
- O modelo que atendeu aos pressupostos estatísticos foi o de Mínimos Quadrados Ponderados.
- A primeira medida avaliou o poder de explicação do modelo; em outras palavras, quanto da variabilidade na Corrente elétrica foi explicada pelas demais variáveis. A segunda mensurou a existência ou não de autocorrelação serial dos resíduos do modelo, ou seja, se o resíduo (ϵ) do modelo está correlacionado ao resíduo imediatamente anterior ($\epsilon-1$).
- Os dados iniciais mostraram que o R^2 foi de 99,8% (foi arredondado para 100%) ou seja, todas as variações na corrente elétrica foram explicadas pelas demais variáveis. Esse resultado pode caracterizar o que é chamado de *overfitting*.
- Isso pode significar que o modelo se adaptou muito bem aos dados aos quais foi submetido, porém, não cabe generalizar para novos dados.
- Em relação à estatística Durbin-Watson, o valor de aproximadamente 1,5 está próximo de 2 e evidenciou que possivelmente não há presença de autocorrelação serial. Portanto, o pressuposto de independência dos resíduos foi comprovado.

A Tabela 17 apresenta duas medidas sobre a qualidade do ajuste: o coeficiente de determinação e a estatística de Durbin-Watson.

Tabela 17– Poder de explicação do modelo.

| Estatísticas | Valor |
|---------------------------------------|------------------|
| Coeficiente de determinação (R^2) | 100% |
| Durbin-Watson | 1,5 ¹ |

¹ Valores próximos de 2 sinalizam ausência de autocorrelação serial.

A Tabela 18 apresenta a ANOVA do modelo, caracterizando a existência de regressão ($p < 0,05$), ou seja, estatisticamente existe relação entre a variável resposta Corrente elétrica e as demais variáveis.

Tabela 18 – Análise de variância – Da análise preditiva.

| Fontes de variação | Soma de quadrados | Graus de liberdade | Quadrado médio | Estatística F | p-valor |
|--------------------|----------------------|--------------------|----------------|------------------|----------------------------|
| Modelo | 45.506.803,77 | 7 | 6.500.971,97 | 3.311.622.114,72 | 0,000^(*) |
| Erro | 32,49 | 16.548 | 0,00 | | |
| Total | 45.506.836,25 | 16.555 | - | | |

(*) O teste foi significativo ao nível de 5% (p -valor $< 0,05$).

A Tabela 19 apresenta os parâmetros do modelo, o teste t de Student que comprova a significância desses parâmetros na regressão estimada ($p < 0,05$), as estatísticas de colinearidade Tolerance e VIF que demonstram multicolinearidade aceitável e o teste de Kolmogorov-Smirnov, que demonstra que os resíduos são normalmente distribuídos ($p > 0,05$).

Tabela 19 – Coeficientes e estatísticas da regressão.

| Parâmetros do Modelo | β | p-valor | Estatísticas de colinearidade | | Kolmogorov-Smirnov p-valor |
|-----------------------|---------|----------------------|-------------------------------|------------------|----------------------------|
| | | | Tolerance ¹ | VIF ² | |
| (Constante) | -0,670 | 0,028 ^(*) | - | - | |
| Densidade de corrente | 15,99 | 0,000 ^(*) | 0,994 | 1,006 | 0,171 |
| Distância | 0,007 | 0,000 ^(*) | 0,271 | 3,696 | |
| Temperatura | -0,0004 | 0,000 ^(*) | 0,270 | 3,707 | |

(*) O teste foi significativo ao nível de 5% ($p < 0,05$).

¹ Tolerance ≥ 1 sem multicolinearidade; $0,10 \leq$ Tolerance < 1 multicolinearidade aceitável; Tolerance $< 0,10$ multicolinearidade problemática.

² VIF ≤ 1 sem multicolinearidade; $1 < VIF \leq 10$ multicolinearidade aceitável; VIF > 10 multicolinearidade problemática.

³ O teste não foi significativo ao nível de 5% ($p > 0,05$), o que indica normalidade dos resíduos.

Em relação aos parâmetros estimados (β), pode-se dizer que, mantendo-se a Distância e a Temperatura constantes a cada incremento de 1 nanoA/mm² na Densidade de corrente, a corrente elétrica sofrerá um acréscimo de aproximadamente 16 nanoA.

Por fim, para a Temperatura sofrer um acréscimo de 1 °C, a corrente elétrica teria que reduzir em 0,0004 nanoA.

Nesse contexto, pode-se dizer que a variável que mais contribuiu para o efeito antenna é a densidade de corrente elétrica, pois foi a que causou o maior impacto na variável Corrente elétrica.

Destaca-se que, durante a estimação dos parâmetros da regressão, o método empregado para seleção das variáveis que fizeram parte do modelo foi o de Stepwise (passo a passo). Esse método mostrou que as variáveis Voltagem bipolar, Voltagem unipolar, Potência (PW) e Tempo não eram estatisticamente significantes para o modelo e, portanto, foram retiradas da equação final da regressão.

Finalizando o ajuste da regressão, foi verificado o pressuposto da homoscedasticidade dos resíduos. A homoscedasticidade descreve uma situação em que o “ruído” ou perturbação aleatória na relação entre as variáveis independentes e a variável dependente é o mesmo em todos os valores das variáveis independentes. Uma das formas de verificar o referido pressuposto é utilizar os resíduos e os valores preditos do modelo que foi ajustado e gerar uma nova regressão utilizando como variável resposta o quadrado dos resíduos do modelo ($Y = \hat{\varepsilon}^2$), e como variável independente, o quadrado dos valores preditos ($X = \hat{Y}^2$).

A hipótese a ser testada é a seguinte:

H₀: Ausência de regressão significa homoscedasticidade dos resíduos.

H_A: Existência de regressão significa heteroscedasticidade dos resíduos.

De acordo com os resultados da Tabela 20 (ANOVA do novo modelo ajustado), provenientes do ajuste entre o quadrado dos resíduos do modelo e o quadrado dos seus valores preditos, o pressuposto de homoscedasticidade dos resíduos foi atendido, pois não existe regressão ($p > 0,05$).

Tabela 20 – ANOVA do ajuste entre $\hat{\varepsilon}^2$ e \hat{Y}^2 .

| Fontes de variação | Soma de quadrados | Graus de liberdade | Quadrado médio | Estatística F | p-valor |
|--------------------|---------------------|--------------------|----------------|---------------|--------------|
| Modelo | 12.393,07 | 1 | 12.393,07 | 0,345 | 0,562 |
| Erro | 1.007.245,67 | 28 | 35.973,06 | | |
| Total | 1.019.638,74 | 29 | | | |

Daí se conclui que todos os pressupostos do modelo foram atendidos, que o modelo ajustado não tem poder de generalização, pois provavelmente sofreu de *overfitting*, e que a variável Densidade de corrente é a que mais contribuiu para o efeito antena pelos motivos e análises discutidos anteriormente.

5.5. PRINCIPAIS RESULTADOS

- Estudo contou com 30 pacientes gerando uma amostra caracterizada por 22.813 dados coletados. Em relação aos cateteres de ablação de 4 e 8 mm não irrigados, o de 4 mm respondeu, em média, por 70% dos dados.
- De modo geral observou-se grande variabilidade nas variáveis analisadas em cada momento avaliado (PRÉ, ON E PÓS). Nesses momentos, a exceção à alta variabilidade ficou por conta das variáveis Temperatura (°C) e Potência programada (W). Os coeficientes de variação dessas duas variáveis foram, respectivamente, 1% e 16% em todos os momentos.
- Analisando as médias das variáveis nos distintos momentos relacionados à RF, observou-se, na maioria dessas variáveis, que as maiores diferenças se encontravam no momento PRÉ em relação aos demais. A variável Corrente elétrica (nanoA) apresentou média de 50,5 nanoA no momento PRÉ, 56,2 nanoA no momento ON e 58,8 nanoA no momento PÓS.
- A análise de correlação mostrou que todas as variáveis estavam estatisticamente correlacionadas entre si, ao nível de 5% de significância.
- Os resultados da análise de correlação mostraram que:
 - A correlação entre as variáveis Temperatura (°C) e Distância (cm) foi positiva, mas essa correlação pode ser considerada fraca ($r = 0,118$);
 - As correlações das variáveis Temperatura (°C) e Distância (cm) com as variáveis Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV) e Corrente elétrica (nanoA) foram todas negativas e fracas. O aumento na Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV) e Corrente elétrica (nanoA) resultou, na maioria das vezes, em oscilações negativas na Temperatura (°C) e Distância (cm).

- O trabalho procurou identificar se as variáveis Voltagem unipolar (mV), Voltagem bipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA), Potência (pW) e Potência programada (W) estavam estatisticamente correlacionadas. Os resultados apontaram que:
 - As correlações entre a variável Potência programada (W) e as demais variáveis mencionadas foram todas negativas e fracas;
 - Apenas três variáveis apresentaram forte correlação (coeficientes de correlação próximos de 1): Voltagem bipolar (mv) e Corrente elétrica (nanoa); Voltagem bipolar (mv) e Potência (pW); Corrente elétrica (nanoa) e Potência (pW).
- Apenas 17,4% e 24,2% das variabilidades da Potência programada (W) e Temperatura (°C), respectivamente, puderam ser explicadas pelos fatores (1 e 2), quando se trata da Análise dos Componentes Principais.
- A extração e a rotação Varimax estimaram os fatores Efeito corrente (EC) e Efeito distância (ED). Esses fatores explicaram conjuntamente 68,6% da variabilidade total, na qual o Fator EC e o Fator ED responderam, respectivamente, por 50,7% e 17,9% dessa variabilidade.
- Por fim, a representação gráfica dos referidos fatores mostrou que as variáveis Corrente elétrica (nanoA), Potência (pW) e Voltagem bipolar (mV) ficaram acima da média e que estavam altamente correlacionadas. A Potência programada (W) ficou abaixo da média e sua correlação com as demais variáveis do Fator EC foi menor.
- A representação gráfica dos fatores mostrou também que, no Fator ED, as variáveis Temperatura (°C) e Distância (cm) ficaram acima da média e mais correlacionadas entre si. Já a Voltagem unipolar (mV) ficou abaixo da média e menos correlacionada com as demais variáveis do referido fator.
- Foi realizada uma análise de variância Oneway, que mostrou que as variáveis Temperatura (°C), Voltagem bipolar (mV), Voltagem unipolar (mV), Corrente elétrica (nanoA), Densidade (nanoA/mm²) e Potência (pW) diferiram estatisticamente entre os momentos PRÉ, ON e PÓS, exceto no caso da Distância (cm).

- Foi realizado o teste t de Student tomando como base duas variáveis originadas daquelas observadas na pesquisa. O objetivo foi identificar se essa variável calculada diferia entre as potências programadas (50 W e 70 W). O resultado desse teste mostrou que a diferença calculada Voltagem unipolar (diferença ON-PRÉ) foi maior na potência programada de 70 W. Da mesma forma, a diferença calculada Corrente elétrica (diferença ON-PRÉ) foi maior na potência programada de 70 W.
- Por fim, o teste t de Student foi novamente usado, nesse caso em relação às razões entre as potências calculadas (Potência unipolar e Potência bipolar) e a Potência programada. O objetivo do teste foi comparar se existiam diferenças dessas razões entre os momentos PRÉ e ON.
- Em relação à análise preditiva, a variável Densidade de corrente é a que mais contribuiu para o efeito antena.

6. DISCUSSÃO

Vários aspectos deste estudo chamam a atenção, este modelo clínico procurou apontar não somente a correlação entre os componentes físicos envolvidos na lesão por RF, como temperatura, voltagem, corrente elétrica, densidade de corrente e potência atingida. Também buscou demonstrar, pela comparação entre os momentos avaliados (ON versus PRÉ), a presença de energia passiva dentro de um mesmo campo eletromagnético, confirmando assim a interação elétrica entre cateter e sonda de pontas metálicas e levantando a discussão a respeito da existência de efeito antena neste contexto.

Com o objetivo primordial de reconhecer a ocorrência de geração de corrente elétrica passiva (fenômeno conhecido como efeito antena) pela presença de sonda de ponta metálica intraesofágica durante a aplicação de energia de RF no tratamento de pacientes com arritmias cardíacas supraventriculares, a amostra foi caracterizada a partir da realização de estudo eletrofisiológico invasivo terapêutico em 30 pacientes sob monitoramento esofágico, obtendo-se 22.813 dados relacionados a lesão por RF que foram analisados. Diferentemente um estudo não clínico, em uma modelagem computacional, comparou diferentes sondas de monitoramento de temperatura esofágica e concluiu não haver interações elétricas ou térmicas entre a sonda metálica de monitoramento e o cateter de ablação em um cenário diferente do nosso trabalho. (37)

Um questionamento pertinente seria avaliar se os resultados poderiam ter sido influenciados por interferências entre equipamentos de medição e não por efeito de antena. Questões estas que foram discutidas no trabalho de Pérez e colaboradores. (37) Em nosso estudo tanto a sonda esofágica portadora de um termistor quanto o sistema de captação dos dados foram validados e balizados por um engenheiro elétrico. Sabidamente o fluxo de corrente por meio da sonda esofágica é altamente dependente dos detalhes técnicos do sistema de monitoramento de temperatura. Pérez e colaboradores demonstraram que o efeito antena é desprezível quando o sistema de monitoramento é ideal, impedindo que a fuga de energia flua pela sonda esofágica. (37)

Em condições habituais, segundo o mesmo autor, o primeiro estágio dos amplificadores do sistema de monitoramento de temperatura serve para rejeitar a corrente de fuga de RF, evitando o efeito antena causado por falha elétrica. Nesta nossa abordagem os amplificadores, naquelas condições acima, permitiram coletar os dados provenientes da sonda esofágica contribuindo para a identificação da interação entre eletrodos metálicos submetidos a um mesmo campo eletromagnético. (37)

Ademais um ponto relevante acima de tudo não seria somente a interação elétrica entre elementos metálicos, mas a criação de uma lesão secundária ao redor da parte metálica que atuaria como eletrodo passivo secundário. Este efeito secundário não foi abordado neste estudo por não ser um dos objetivos, entretanto, mantém-se em aberto esta possibilidade a ser explorada. Ressalta-se que até o presente momento não há estudos clínicos com o objetivo de avaliar lesão secundária devido ao efeito antena.

De modo geral, é necessário compreender que o mecanismo da formação da lesão esofágica por RF depende dos princípios físicos envolvidos no processo, exaustivamente já discutidos e de outros fatores que se correlacionam, como proximidade no caso da fibrilação atrial entre átrio esquerdo e esôfago, força de contato entre o cateter e o tecido bem como a distância entre estes, colaborando para a interação térmica entre cateter e tecido esofágico. (39-40) Em nosso estudo, é importante salientar que a distância se refere à relação entre o eletrodo ativo dentro do átrio e a ponta da sonda dentro do esôfago, e não à distância entre eletrodo ativo e tecido alvo da aplicação de RF. A distância no presente estudo correlacionou-se inversamente com a voltagem e corrente e não apresentou variação significativa entre os momentos avaliados, corroborando a informação que a corrente tem maior densidade nas proximidades do eletrodo de ablação e diminui proporcionalmente ao quadrado da distância do eletrodo. (68)

Um elemento de grande relevância foi o comportamento da temperatura entre os momentos avaliados, principalmente, com relação ao momento da aplicação de RF, sendo que diferença entre as médias de temperatura foi maior no momento ON em comparação com os demais momentos (PRÉ e PÓS). Por outro lado, ressalta-se que a temperatura se correlacionou negativamente com a voltagem bipolar ($r = -0,203$; $p < 0,0001$), com a voltagem unipolar ($r = -0,146$; $p < 0,0001$), e com a corrente elétrica

($r = -0,172$; $p < 0,0001$) e ademais para haver aumento de 1°C na temperatura detectada na sonda, haveria a necessidade de um acréscimo de mais de 0,0004 nanoA na corrente, o que não foi possível observar neste estudo. Claramente o trabalhos demonstram que para haver injúria por RF é necessário atingir parâmetros bem definidos em relação a corrente, densidade de corrente e potência para que resultem em aquecimento tecidual a ponto de causar injúria térmica. (54,57,68)

De acordo com alguns autores (78-79), a vantagem da aplicação de alta potência e curta duração (por exemplo 50 W e 6 segundos) seria um menor aquecimento condutivo, o que reduziria os danos colaterais, encurtando o tempo de entrega da RF e criando lesões mais localizadas e duráveis. Argumenta-se que esse tipo de aplicação não aumentaria o volume da lesão esofágica, a depender da distância entre o ponto de aplicação de RF e o sensor de detecção de temperatura esofágica e do número de aplicações consecutivas realizadas no mesmo local ou em locais próximos a lesões anteriores. Observou-se em nosso estudo grande variabilidade nos elementos físicos dentro de cada momento da aplicação da RF. A exceção da temperatura e da potência programada, todos os outros elementos físicos apresentaram alta variabilidade. Durante a aplicação da RF (momento ON), observou-se que, para uma mesma potência programada (W), a temperatura esofagiana detectada pela ponta da sonda metálica não variou significativamente, ainda que tenha havido variação na distância entre o eletrodo ativo e a sonda.

No caso da ablação por RF, à medida que a corrente passa pela resistência tecidual gera-se calor, fenômeno conhecido como aquecimento resistivo. Este é o mecanismo básico da formação da lesão do tecido durante a aplicação. (68) A temperatura diminui radialmente com o aumento da distância entre o eletrodo ativo e o tecido e este fato resulta em aquecimento passivo, por condução de calor, das camadas mais profundas teciduais.

Em relação à suposta existência do “efeito antena” pela presença de sonda de ponta metálica dentro do mesmo campo eletromagnético do eletrodo ativo, os resultados mostraram que a voltagem bipolar (mV), a voltagem unipolar (mV), a corrente elétrica (nA), a densidade (nA/mm^2) e a potência alcançada (pW) diferiram estatisticamente entre os momentos PRÉ, ON e PÓS, exceto no caso da distância (cm). De acordo com o trabalho de Pérez e colaboradores. (37), sondas de ponta metálica estariam relacionadas ao aumento da probabilidade de lesão térmica em

razão do aquecimento por condução, mas não foi demonstrado de forma inequívoca a interação elétrica entre a sonda para monitoramento e o cateter de ablação, conforme discutido anteriormente.

Observando ainda a questão do efeito antena, foram realizados testes tomando por base duas variáveis originadas daquelas observadas na pesquisa. Um dos testes foi obtido pelas diferenças entre os momentos PRÉ e ON em relação às variáveis voltagem bipolar (mV), voltagem unipolar (mV), corrente elétrica (nA) e potência (pW). O objetivo foi identificar se essas variáveis calculadas diferiam entre as potências programadas (50 W e 70 W). O resultado desse teste mostrou que a diferença calculada voltagem unipolar (diferença ON-PRÉ) foi maior na potência programada de 70 W. Da mesma forma, as diferenças calculadas corrente elétrica (diferença ON-PRÉ) e potência (pW) (diferença ON-PRÉ) foram maiores na potência programada de 70 W. Segundo Haines (68) a dimensão da lesão é proporcional à temperatura atingida, à potência aplicada e à densidade de corrente, porém, em nosso estudo conforme dito anteriormente não houve aumento da temperatura de forma significativa ainda que tenha havido aumento de corrente detectada. Se o nível de potência aplicada é fixo (a maioria dos geradores de RF comerciais limitam o fornecimento de energia a 50 W ou 70 W), o tamanho da lesão aumenta proporcionalmente ao aumento da temperatura da interface eletrodo-tecido.

Os testes mostraram correlação significativa entre as variáveis voltagem bipolar, voltagem unipolar, corrente elétrica, potência pico e demonstraram que a expressão desta detecção foi maior no momento da aplicação de RF, por outro lado, os dados apontam para o fato de que a energia gerada passivamente irradiada dentro do campo magnético e captada pela antena (eletrodo passivo) não foi capaz de promover elevação de temperatura, sendo, portanto, pouco provável a injúria térmica. Conhecidamente temperaturas acima de 50°C são necessárias para se ter lesão irreversível (68) e no caso da lesão esofágica além da necessidade do aumento da temperatura, evidências sugerem que a velocidade de aquecimento do átrio esquerdo pode aumentar a transferência de calor para o esôfago. (18) Quando se compara temperatura com os demais parâmetros físicos envolvidos na lesão, segundo Haines (68), o melhor indicador seria a temperatura na interface eletrodo-tecido. Portanto, a maior dissipação de energia ao longo da linha de transmissão (cateter de ablação x sonda esofágica) pode reduzir a magnitude do aumento de temperatura como

demonstrado em nosso estudo. A efetividade da lesão por RF dependerá da conversão de energia elétrica em calor tecidual, determinando conseqüentemente necrose do tecido arritmogênico.

Levando-se em consideração todo esse entendimento, tem-se por fim que a dimensão da lesão tecidual resulta do aumento de temperatura, da propagação de calor de uma área de maior temperatura para uma área de menor temperatura e, finalmente, da condução térmica, que dependerá da resistividade de cada tecido ou fluido. (39-40) A condução de calor é dependente de variáveis que são difíceis de aferir na prática clínica. Ao considerar que toda a energia perdida em um circuito é resultado do efeito Joule, admite-se que a energia transformada em calor é igual à energia perdida por uma carga q que passa pelo condutor.

O monitoramento da elevação da temperatura esofágica durante ablação de fibrilação atrial parece aumentar o risco de lesão em razão do aquecimento remoto da sonda de ponta metálica (condução térmica), porém somente este aquecimento não poderia explicar a lesão esofágica, já que ele também ocorre com outros tipos de sondas e mesmo sem a sonda. (37) Desta forma, a sonda esofágica de ponta metálica usada para monitorar com maior rapidez a mudança de temperatura no tecido, e, portanto, ajudar o clínico na tomada de decisão de interromper o procedimento de RF, ela mesma poderia contribuir de forma desvantajosa com a injúria térmica, na medida em que, por diferença de potencial entre os eletrodos dentro de mesmo campo magnético, produziria o efeito antena secundário à geração de corrente passiva.

Halbfass (80) discutiu recentemente a ablação de FA com base no conceito de índice de ablação (IA), que integra tempo de ablação, energia, estabilidade do cateter e força de contato, sendo este índice usado para guiar a ablação por radiofrequência (RF) na parede posterior do átrio esquerdo (AE) com o intuito de reduzir a lesão térmica esofágica. Qualquer que seja o caminho adotado para redução de injúria térmica esofágica nosso trabalho demonstrou de forma pioneira a interação elétrica entre metais dentro de um mesmo campo magnético.

Estratégias visando reduzir o aquecimento inadvertido do esôfago por meio de dispositivos metálicos de maior precisão na detecção de aumento de temperatura demandam novos estudos clínicos que demonstrem aumento da segurança e eficácia da ablação por RF usando metais como agentes facilitadores, sendo importante levar em conta os resultados deste estudo, ou seja, "o efeito antena" nesse cenário clínico.

6.1 LIMITAÇÕES

O presente estudo procurou demonstrar a existência de geração passiva de corrente elétrica entre a sonda de monitoramento esofágico e o cateter de ablação de ponta metálica, porém, não teve como objetivo confirmar anatomicamente a lesão esofágica pela aplicação de RF. Portanto, novas pesquisas devem ser desenhadas para avaliar o risco aumentado de lesão térmica durante a ablação de fibrilação atrial, tendo em vista a proximidade entre as estruturas anatômicas envolvidas e o uso da sonda esofágica.

7. CONCLUSÃO

- 1- Os dados captados por meio da sonda metálica esofágica durante a aplicação de energia de radiofrequência em procedimentos de ablação de arritmias cardíacas corroboram a existência do "efeito antena", demonstrando que há corrente elétrica passiva entre a sonda de monitoramento esofágica de temperatura e o cateter de ablação.
- 2- A corrente elétrica detectada e a densidade de corrente calculada causaram aumento da temperatura aferida pela sonda esofágica durante aplicação de RF. Entretanto esta variação da temperatura não ultrapassou os limites sabidamente capazes de provocar lesão térmica por RF diante da interação elétrica.
- 3- Não houve correlação entre distância aferida entre a sonda de monitoramento esofágico e cateter de ablação e o aumento de corrente elétrica e voltagem detectadas.
- 4- Para a potência programada de 70 W houve diferença na detecção de corrente na sonda esofágica.

REFERÊNCIAS

1. Kwong KF, Schuessler RB, Green KG, Laing JG, Beyer EC, Boineau JP, et al. Differential expression of gap junction proteins in the canine sinus node. *Circ Res*. 1998;82(5):604-12.
2. Aupperle H, Doll N, Walther T, Kornherr P, Ullmann C, Schoon HA, et al. Ablation of atrial fibrillation and esophageal injury: effects of energy source and ablation technique. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2005;130(6):1549-54.
3. Estner HL, Deisenhofer I, Luik A, Ndrepepa G, von Bary C, Zrenner B, et al. Electrical isolation of pulmonary veins in patients with atrial fibrillation: reduction of fluoroscopy exposure and procedure duration by the use of a non-fluoroscopic navigation system (NavX). *Europace*. 2006;8(8):583-7.
4. Blockhaus C, Muller P, Vom Dahl S, Leonhardt S, Haussinger D, Gerguri S, et al. Low incidence of esophageal lesions after pulmonary vein isolation using contact-force sensing catheter without esophageal temperature probe. *Int Heart J*. 2017;58(6):880-4.
5. Burri H, Park CI, Poku N, Giraudet P, Stettler C, Zimmermann M. Pulmonary Vein isolation for paroxysmal atrial fibrillation using a circular multipolar ablation catheter: safety and efficacy using low-power settings. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2016;27(2):170-4.
6. Evonich RF 3rd, Nori DM, Haines DE. A randomized trial comparing effects of radiofrequency and cryoablation on the structural integrity of esophageal tissue. *J Interv Card Electrophysiol*. 2007;19(2):77-83.
7. Calkins H, Brugada J, Packer DL, Cappato R, Chen SA, Crijns HJ, et al. HRS/EHRA/ECAS expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation: recommendations for personnel, policy, procedures and follow-

- up. A report of the Heart Rhythm Society (HRS) Task Force on Catheter and Surgical Ablation of Atrial Fibrillation. *Heart Rhythm*. 2007;4(6):816-61.
8. Cosman ER, Rittman WJ, Nashold BS, Makachinas TT. Radiofrequency lesion generation and its effect on tissue impedance. *Appl Neurophysiol*. 1988;51(2-5):230-42.
 9. Cosman ER Jr, Cosman ER Sr. Electric and thermal field effects in tissue around radiofrequency electrodes. *Pain Med*. 2005;6(6):405-24.
 10. Cosman ER Jr, Dolensky JR, Hoffman RA. Factors that affect radiofrequency heat lesion size. *Pain Med*. 2014;15(12):2020-36.
 11. Nath S, Lynch C 3rd, Whayne JG, Haines DE. Cellular electrophysiological effects of hyperthermia on isolated guinea pig papillary muscle. Implications for catheter ablation. *Circulation*. 1993;88(4 Pt 1):1826-31.
 12. Pappone C, Oral H, Santinelli V, Vicedomini G, Lang CC, Manguso F, et al. Atrio-esophageal fistula as a complication of percutaneous transcatheter ablation of atrial fibrillation. *Circulation*. 2004;109(22):2724-26.
 13. Spragg DD, Dalal D, Cheema A, Scherr D, Chilukuri K, Cheng A, et al. Complications of catheter ablation for atrial fibrillation: incidence and predictors. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2008;19(6):627-31.
 14. Schmidt M, Nolker G, Marschang H, Gutleben KJ, Schibgilla V, Rittger H, et al. Incidence of oesophageal wall injury post-pulmonary vein antrum isolation for treatment of patients with atrial fibrillation. *Europace*. 2008;10(2):205-9.
 15. Scanavacca MI, D'Avila A, Parga J, Sosa E. Left atrial-esophageal fistula following radiofrequency catheter ablation of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2004;15(8):960-2.

16. Berjano EJ, Hornero F. What affects esophageal injury during radiofrequency ablation of the left atrium? An engineering study based on finite-element analysis. *Physiol Meas*. 2005;26(5):837-48.
17. Berjano E, Aryana A, D'Avila A. To the Editor--Are esophageal lesions caused by the use of esophageal probess or conductive heat after atrial fibrillation ablation? *Heart Rhythm*. 2015;12(9):e116-7.
18. Bahnson TD. Strategies to minimize the risk of esophageal injury during catheter ablation for atrial fibrillation. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2009;32(2):248-60.
19. Martinek M, Bencsik G, Aichinger J, Hassanein S, Schoefl R, Kuchinka P, et al. Esophageal damage during radiofrequency ablation of atrial fibrillation: impact of energy settings, lesion sets, and esophageal visualization. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2009;20(7):726-33.
20. Huemer M, Qaiyumi D, Attanasio P, Parwani A, Pieske B, Blaschke F, et al. Does the extent of left atrial arrhythmogenic substrate depend on the electroanatomical mapping technique: impact of pulmonary vein mapping catheter vs. ablation catheter. *Europace*. 2017;19(8):1293-301.
21. Kuwahara T, Takahashi A, Okubo K, Takagi K, Yamao K, Nakashima E, et al. Oesophageal cooling with ice water does not reduce the incidence of oesophageal lesions complicating catheter ablation of atrial fibrillation: randomized controlled study. *Europace*. 2014;16(6):834-9.
22. Carroll BJ, Contreras-Valdes FM, Heist EK, Barrett CD, Danik SB, Ruskin JN, et al. Multi-sensor esophageal temperature probe used during radiofrequency ablation for atrial fibrillation is associated with increased intraluminal temperature detection and increased risk of esophageal injury compared to single-sensor probe. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2013;24(9):958-64.

23. Hocini M, Condie C, Stewart MT, Kirchhof N, Foell JD. Predictability of lesion durability for AF ablation using phased radiofrequency: power, temperature, and duration impact creation of transmural lesions. *Heart Rhythm*. 2016;13(7):1521-6.
24. Tinica G, Furnica C, Anghel D, Chistol RO. Left atrial, left atrial appendage and pulmonary veins anatomical variants in patients with atrial fibrillation versus patients in sinus rhythm. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi*. 2016;120(2):344-54.
25. Tsao HM, Wu MH, Higa S, Lee KT, Tai CT, Hsu NW, et al. Anatomic relationship of the esophagus and left atrium: implication for catheter ablation of atrial fibrillation. *Chest*. 2005;128(4):2581-7.
26. Redfearn DP, Trim GM, Skanes AC, Petrellis B, Krahn AD, Yee R, et al. Esophageal temperature monitoring during radiofrequency ablation of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2005;16(6):589-93.
27. Perzanowski C, Teplitsky L, Hranitzky PM, Bahnson TD. Real-time monitoring of luminal esophageal temperature during left atrial radiofrequency catheter ablation for atrial fibrillation: observations about esophageal heating during ablation at the pulmonary vein ostia and posterior left atrium. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2006;17(2):166-70.
28. Rodriguez I, Lequerica JL, Berjano EJ, Herrero M, Hornero F. Esophageal temperature monitoring during radiofrequency catheter ablation: experimental study based on an agar phantom model. *Physiol Meas*. 2007;28(5):453-63.
29. Romero J, Avendano R, Grushko M, Diaz JC, Du X, Gianni C, et al. Oesophageal injury during AF ablation: techniques for prevention. *Arrhythm Electrophysiol Rev*. 2018;7(1):24-31.
30. Scanavacca M. Current atrial fibrillation ablation: an alert for the prevention and treatment of esophageal lesions. *Arq Bras Cardiol*. 2016;106(5):354-57.

31. Scanavacca MI. How to prevent, recognize and manage complications of AF ablation? *Rev Port Cardiol.* 2017;36 Suppl 1:43-9.
32. Muller P, Dietrich JW, Halbfass P, Abouarab A, Fochler F, Szollosi A, et al. Higher incidence of esophageal lesions after ablation of atrial fibrillation related to the use of esophageal temperature probes. *Heart Rhythm.* 2015;12(7):1464-9.
33. Syed FF, Oral H. Esophageal temperature and atrioesophageal fistula: "if you cannot measure it, you cannot control it". *Heart Rhythm.* 2016;13(11):2201-2.
34. Watanabe A, Suzuki S, Kano H, Matsuno S, Takai H, Kato Y, et al. Left atrial remodeling assessed by transthoracic echocardiography predicts left atrial appendage flow velocity in patients with paroxysmal atrial fibrillation. *Int Heart J.* 2016;57(2):177-82.
35. Kumar S, Brown G, Sutherland F, Morgan J, Andrews D, Ling LH, et al. The transesophageal echo probe may contribute to esophageal injury after catheter ablation for paroxysmal atrial fibrillation under general anesthesia: a preliminary observation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2015;26(2):119-26.
36. Singh SM, D'Avila A, Doshi SK, Brugge WR, Bedford RA, Mela T, et al. Esophageal injury and temperature monitoring during atrial fibrillation ablation. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2008;1(3):162-8.
37. Pérez JJ, D'Avila A, Aryana A, Berjano E. Electrical and thermal effects of esophageal temperature probes on radiofrequency catheter ablation of atrial fibrillation: results from a computational modeling study. *J Cardiovasc Electr.* 2015; 26:556-64. doi: 10.1111/jce.12630.
38. Tschabrunn CM, Silverstein J, Berzin T, Ellis E, Buxton AE, Josephson ME, et al. Comparison between single- and multi-sensor oesophageal temperature probes during atrial fibrillation ablation: thermodynamic characteristics. *Europace.* 2015;17(6):891-7.

39. Avitall B, Khan M, Krum D, Hare J, Lessila C, Dhala A, et al. Physics and engineering of transcatheter cardiac tissue ablation. *J Am Coll Cardiol*. 1993;22(3):921-32.
40. Haines DE, Watson DD. Tissue heating during radiofrequency catheter ablation: a thermodynamic model and observations in isolated perfused and superfused canine right ventricular free wall. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1989;12(6):962-76.
41. Huang SKS, Wood, MA. Catheter ablation for cardiac arrhythmias. Elsevier; 2006. p 3-20. ISBN-13: 978-1-4160-0312-0.
42. Lemola K, Sneider M, Desjardins B, Case I, Han J, Good E, et al. Computed tomographic analysis of the anatomy of the left atrium and the esophagus: implications for left atrial catheter ablation. *Circulation*. 2004;110(24):3655-60.
43. Sánchez-Quintana D, López-Mínguez JR, Macías Y, Cabrera JA, Saremi F. Left atrial anatomy relevant to catheter ablation. *Cardiology Research and Practice*. 2014; 2014:289720. doi: 10.1155/2014/289720.
44. Donaldson DM, Shah A, Heist EK, Barrett CD, Holmvang G, Abbara S, et al. Relevance of imaging structures adjacent to the left atrium during catheter ablation for atrial fibrillation. *Heart Rhythm*. 2010;7(2):269-75.
45. Ghia KK, Chugh A, Good E, Pelosi F, Jongnarangsin K, Bogun F, et al. A nationwide survey on the prevalence of atrioesophageal fistula after left atrial radiofrequency catheter ablation. *J Interv Card Electrophysiol*. 2009;24(1):33-6.
46. Cummings JE, Barrett CD, Litwak KN, L DIB, Chowdhury P, Oh S, et al. Esophageal luminal temperature measurement underestimates esophageal tissue temperature during radiofrequency ablation within the canine left atrium: comparison between 8 mm tip and open irrigation catheters. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2008;19(6):641-4.

47. Yokoyama K, Nakagawa H, Seres KA, Jung E, Merino J, Zou Y, et al. Canine model of esophageal injury and atrial-esophageal fistula after applications of forward-firing high-intensity focused ultrasound and side-firing unfocused ultrasound in the left atrium and inside the pulmonary vein. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2009;2(1):41-9.
48. Gillinov AM, Pettersson G, Rice TW. Esophageal injury during radiofrequency ablation for atrial fibrillation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2001;122(6):1239-40.
49. Aryana A, Heist EK, D'Avila A, Holmvang G, Chevalier J, Ruskin JN, et al. Pain and anatomical locations of radiofrequency ablation as predictors of esophageal temperature rise during pulmonary vein isolation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2008;19(1):32-8.
50. Saad EB, Rossillo A, Saad CP, Martin DO, Bhargava M, Erciyes D, et al. Pulmonary vein stenosis after radiofrequency ablation of atrial fibrillation: functional characterization, evolution, and influence of the ablation strategy. *Circulation.* 2003;108(25):3102-7.
51. Doll N, Borger MA, Fabricius A, Stephan S, Gummert J, Mohr FW, et al. Esophageal perforation during left atrial radiofrequency ablation: Is the risk too high? *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2003;125(4):836-42.
52. Cummings JE, Schweikert RA, Saliba WI, Burkhardt JD, Brachmann J, Gunther J, et al. Assessment of temperature, proximity, and course of the esophagus during radiofrequency ablation within the left atrium. *Circulation.* 2005;112(4):459-64.
53. Nakagawa H, Seres KA, Jackman WM. Limitations of esophageal temperature-monitoring to prevent esophageal injury during atrial fibrillation ablation. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2008 Aug;1(3):150-2. doi: 10.1161/CIRCEP.108.805366.

54. Di Biase L, Dodig M, Saliba W, Siu A, Santisi J, Poe S, et al. Capsule endoscopy in examination of esophagus for lesions after radiofrequency catheter ablation: a potential tool to select patients with increased risk of complications. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2010;21(8):839-44.
55. Malamis AP, Kirshenbaum KJ, Nadimpalli S. CT radiographic findings: atrio-esophageal fistula after transcatheter percutaneous ablation of atrial fibrillation. *J Thorac Imaging*. 2007;22(2):188-91.
56. Calkins H, Hindricks G, Cappato R, Kim YH, Saad EB, Aguinaga L, et al. 2017 HRS/EHRA/ECAS/APHRS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. *Heart Rhythm*. 2017;14(10): e275-e444.
57. Sause A, Tutdibi O, Pomsel K, Dinh W, Futh R, Lankisch M, et al. Limiting esophageal temperature in radiofrequency ablation of left atrial tachyarrhythmias results in low incidence of thermal esophageal lesions. *BMC Cardiovasc Disord*. 2010 Oct 26; 10:52. doi: 10.1186/1471-2261-10-52.
58. Leite LR, Santos SN, Maia H, Henz BD, Giuseppin F, Oliverira A, et al. Luminal esophageal temperature monitoring with a deflectable esophageal temperature probe and intracardiac echocardiography may reduce esophageal injury during atrial fibrillation ablation procedures: results of a pilot study. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2011;4(2):149-56.
59. Borchert B, Lawrenz T, Hansky B, Stellbrink C. Lethal atrioesophageal fistula after pulmonary vein isolation using high-intensity focused ultrasound (HIFU). *Heart Rhythm*. 2008;5(1):145-8.
60. Khaykin Y, Klemm O, Verma A. First human experience with real-time integration of intracardiac echocardiography and 3D electroanatomical imaging to guide right free wall accessory pathway ablation. *Europace*. 2008;10(1):116-7.

61. Arruda MS, Armaganijan L, Di Biase L, Rashidi R, Natale A. Feasibility and safety of using an esophageal protective system to eliminate esophageal thermal injury: implications on atrial-esophageal fistula following AF ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2009;20(11):1272-8.
62. Vijayaraman P, Ntrepko P, Geyfman V, Dandamudi G, Casey K, Ellenbogen KA. Esophageal fistula formation despite esophageal monitoring and low-power radiofrequency catheter ablation for atrial fibrillation. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2009;2(5):e31-3.
63. Kottkamp H, Piorkowski C, Tanner H, Kobza R, Dorszewski A, Schirdewahn P, et al. Topographic variability of the esophageal left atrial relation influencing ablation lines in patients with atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2005;16(2):146-50.
64. Tsuchiya T, Ashikaga K, Nakagawa S, Hayashida K, Kugimiya H. Atrial fibrillation ablation with esophageal cooling with a cooled water-irrigated intraesophageal balloon: a pilot study. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2007;18(2):145-50.
65. Yamasaki H, Tada H, Sekiguchi Y, Igarashi M, Arimoto T, Machino T, et al. Prevalence and characteristics of asymptomatic excessive transmural injury after radiofrequency catheter ablation of atrial fibrillation. *Heart Rhythm.* 2011;8(6):826-32.
66. Okumura Y, Johnson SB, Bunch TJ, Henz BD, O'Brien CJ, Packer DL. A systematical analysis of in vivo contact forces on virtual catheter tip/tissue surface contact during cardiac mapping and intervention. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2008;19(6):632-40.
67. Halliday D, Resnick R, Walker J: *Fundamentos de Física Vol. 3: eletromagnetismo.* 10th ed. Rio de Janeiro: LTC;2002. ISBN 978-85-216-3208-5, capítulos 21,24,26,28,29,30,31 e 32.

68. Haines D. Biophysics of ablation: application to technology. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2004;15 Suppl 1:S2-S11.
69. Ryan SS. Atrial fibrillation: resources for patients [Internet]. [data unknow] [cited 2022 Sep 30]; Available from: <https://i2.wp.com/a-fib.com/wp-content/uploads/2017/05/RF-catheter-Ablation-400-pix-sq.png?fit=400%2C400&ssl=1>.
70. Kotadia ID, Williams SE, O'Neil M. High-power, short-duration radiofrequency ablation for the treatment of AF. *Arrhythmia & Electrophysiology Review.* 2019;8(4):265-72. Available from: <https://assets.radcliffecardiology.com/s3fs-public/article/2020-12/figure1-heat-sources-and-heat-sinks.png>.
71. Deneke T, Khargi K, Muller K-M, Lemke B, Mügge A, Laczkovics A, et al. Histopathology of intraoperatively induced linear radiofrequency ablation lesions in patients with chronic atrial fibrillation. *European Heart Journal.* 2005; 26:1797–803.
72. Villate JE. Física 2 - Eletricidade e magnetismo [Internet]. Faculdade de Engenharia; Universidade do Porto; 2012. 240 p. (p. 190) [acesso: 2 out. 2022] Disponível em: https://villate.org/publications/Villate_2012_Fisica_2.pdf. ISBN: 978-972-99396-2-
73. Page RL, Joglar JA, Caldwell MA, Calkins H, Conti JB, Deal BJ, et al. 2015 ACC/AHA/HRS Guideline for the Management of Adult Patients with Supraventricular Tachycardia: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society. *J Am Coll Cardiol.* 2016;67(13):e27-e115.
74. Steven D, van den Bruck JH, Plenge T, Luker J, Sultan A. [Catheter ablation and the complications]. *Herzschrittmacherther Elektrophysiol.* 2015;26(4):338-43.
75. Hashemian HM. Determination of installed thermocouple response. Tennessee: Arnold Engineering Developing Center, Arnold Air Force Station; Dec. 1986; Report AEDC-TR-86-46.

76. Hashemian HM, Petersen KM, Mitchell DW, Hashemian M, Beverly DD. In situ response time testing of thermocouples". ISA transactions. 1990;29(4):97-104.
77. Gonçalves IMP. Determinação do tempo de resposta de sensores de temperatura do tipo RTD através de medidas in situ [dissertação de mestrado]. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; 1985.
78. Vassallo F, Meigre LL, Serpa E, Cunha CL, Carloni H, Simoes A Jr, et al. Reduced esophageal heating in high-power short-duration atrial fibrillation ablation in the contact force catheter era. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2021 Jul;44(7):1185-92. doi: 10.1111/pace.14286. Epub 2021 Jun 14. PMID: 34081339.
79. Barbhaiya CR, Kogan EV, Jankelson L, Knotts RJ, Spinelli M, Bernstein S, Park D, Aizer A, Chinitz LA, Holmes D. Esophageal temperature dynamics during high-power short-duration posterior wall ablation. *Heart Rhythm*. 2020 May;17(5 Pt A):721-727. doi: 10.1016/j.hrthm.2020.01.014. Epub 2020 Jan 21. PMID: 31978595.
80. Halbfass P, Berkovitz A, Pavlov B, Sonne K, Nentwich K, Ene E, et al. Incidence of acute thermal esophageal injury after atrial fibrillation ablation guided by prespecified ablation index. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2019 Nov;30(11):2256-61. doi: 10.1111/jce.14193. Epub 2019 Sep 30. PMID: 31559655.

ANEXO

ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Fisiopatologia da lesão esofágica passiva durante a ablação de taquicardia supraventricular por radiofrequência.

Pesquisador: CARLA SEPTIMIO MARGALHO

Área Temática:

Versão: 6

CAAE: 89820518.9.0000.8153

Instituição Proponente: INSTITUTO HOSPITAL DE BASE DO DISTRITO FEDERAL -IHBD

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.172.662

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo sobre a "Fisiopatologia da lesão esofágica passiva durante a ablação de taquicardia supraventricular por radiofrequência". Foi apresentado um estudo com delineamento observacional, analítico, de COORTE prospectivo, no qual 90 pacientes, com diagnóstico de taquicardia supraventricular, atendidos no período de agosto de 2018 a julho de 2020 no Serviço de Arritmia do Instituto Hospital de Base do Distrito Federal, serão submetidos a tratamento da arritmia por ablação com aplicação de radiofrequência.

Objetivo da Pesquisa:

O pesquisador refere como objetivo geral: "reconhecer a ocorrência de aumento de temperatura devido a geração de corrente elétrica passiva (efeito antena) pela presença de sonda de esofágica de ponta metálica, durante a aplicação de energia de radiofrequência no tratamento das arritmias cardíacas supraventriculares, incluindo fibrilação atrial".

Endereço: SMHS Quadra 101 - Área Especial - Hospital de Base do DF
Bairro: ASA SUL **CEP:** 70.335-900
UF: DF **Município:** BRASÍLIA
Telefone: (61)3315-1817 **E-mail:** cep.hbdf@gmail.com

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Estudo: Presença de corrente elétrica passiva (efeito antena) durante aplicação de radiofrequência em ablação de arritmia supraventriculares

1. Informações sobre a doença e o motivo da necessidade de realização do procedimento

Foi solicitado pelo médico assistente que realizasse o tratamento do circuito da arritmia por meio da aplicação de radiofrequência após punção de veia e/ou artéria femorais. O exame foi solicitado em razão de uma arritmia não controlada pelo uso de medicação. Arritmia cardíaca significa alteração do ritmo cardíaco, que leva a sintomas como palpitações, “batedeira”, tonteira e sensação de desmaio. Há várias razões porque a medicação não faz o efeito desejado. Entre essas razões encontra-se o uso inadequado de remédios e a existência de outras doenças que contribuem para a presença da arritmia. Antes de realizar esse exame o médico assistente investigou e descartou essas causas para o efeito inadequado da medicação. Restou o diagnóstico de arritmia cardíaca com circuito passível de tratamento por aplicação de energia conhecida como radiofrequência, sendo que a possibilidade de tratar a arritmia de forma definitiva com interrupção de medicação faz parte do objetivo do procedimento.

A ablação por radiofrequência é um procedimento que pode ser feito concomitante ao tratamento medicamentoso. Pode ter como objetivo eliminar o uso de medicação, embora isso nem sempre possa ocorrer. Procedimento similar ao proposto já foi adotado anteriormente e resultou em diminuição considerável dos sintomas, sendo que os pacientes em sua maioria passaram a apresentar controle adequado dos batimentos e muitos conseguiram alcançar a interrupção de drogas antiarrítmicas.

Manter o controle do ritmo cardíaco é de muita importância, visto que a arritmia pode levar a sintomas limitantes, à necessidade de drogas com efeitos colaterais e ao

aumento de câmaras cardíacas e suas consequências deletérias, como aumento do índice de acidente vascular cerebral.

2. Informações sobre o presente estudo

Este estudo, para o qual o(a) paciente está sendo convidado a participar, será realizado com a finalidade de avaliar se a aplicação de energia durante o tratamento de sua arritmia pode levar a alterações na mucosa do esôfago e, conseqüentemente, a sintomas decorrentes de lesões na mucosa deste órgão.

As pessoas envolvidas na pesquisa serão submetidas ao estudo eletrofisiológico diagnóstico com confirmação do circuito passível de ser tratado por aplicação de radiofrequência, sendo monitorada a temperatura no esôfago por meio de um cateter com sensor de temperatura. A seleção dos pacientes é feita por médico assistente, que solicitará a execução do procedimento e os encaminhará para realização pelo Setor de Eletrofisiologia Cardíaca Invasiva do HBDF.

O trabalho compreende dois grupos e constará dos seguintes procedimentos:

1. Grupo I – Após serem submetidos à ablação, os pacientes permanecerão em acompanhamento clínico por um ano, com substituição ou adequação das drogas, com ou sem aumento da dose anterior, caso não tenha sido alcançado o tratamento curativo. Neste período observar-se-ão as queixas relacionadas ao esôfago.

2. Grupo II – Após serem submetidos à ablação, os pacientes permanecerão em acompanhamento clínico por um ano após suspensão das drogas, caso tenha sido alcançado o tratamento curativo. Neste período observar-se-ão as queixas relacionadas ao esôfago.

Caso o convite para participar da pesquisa seja aceito será necessário:

- Responder a algumas perguntas do examinador sobre o tratamento e a sua qualidade de vida;
- Exame periódico cardiovascular, feito pelo médico pesquisador, que consiste em ouvir o coração e aferir a pressão arterial e a frequência cardíaca;

- Exame periódico de avaliação do ritmo cardíaco, compreendendo eletrocardiograma, Holter e teste de esforço.
- Exame de endoscopia digestiva alta nos pós procedimento invasivo, caso haja indicação.

3. Informações sobre o exame que será realizado durante o presente estudo

A colocação da sonda esofágica não pressupõe um tratamento adicional ao tratamento já estabelecido para a arritmia, mas pode vir a auxiliá-lo, levando a uma maior segurança na aplicação da energia para interromper o circuito. O tratamento de aplicação de energia de radiofrequência e o monitoramento da temperatura esofágica durante o presente estudo serão realizados da seguinte maneira:

- O(a) paciente será levado(a) para sala de hemodinâmica onde será realizada assepsia da região inguinal direita e esquerda e logo em seguida será submetido(a) à anestesia na região da virilha e punção da artéria femoral à direita.
- Pela punção da veia e/ou artéria femoral será colocado introdutor ou introdutores de 6F e/ou 7F por meio dos quais serão inseridos cateteres diagnósticos quadripolares e terapêuticos de 4 mm ou 8 mm. O cateter esofágico será colocado por via nasal.
- Após posicionamento dos cateteres em região cardíaca e no esôfago por meio de radioscopia, efetuar-se-á protocolo de indução da arritmia clínica e posteriormente, com a confirmação do diagnóstico e seu devido mapeamento, aplicar-se-á radiofrequência para obtenção da interrupção do circuito da arritmia.
- Após o término das aplicações realizar-se-á nova estimulação na tentativa de indução de arritmias e confirmação do tratamento.
- Terminado o procedimento, o(a) paciente será levado(a) à enfermaria, onde permanecerá por pelo menos 24 horas para observação do local da punção e de possíveis inetrccorrências.

3.1 Informações relacionadas ao procedimento padrão de ablação e ao estudo em questão

3.1.1 Riscos – Os riscos já são conhecidos e descritos na literatura médica e incluem: acidente vascular cerebral, tamponamento pericárdico (o saco que envolve o coração pode ficar cheio de sangue), estreitamento de veias pulmonares, danos a vasos sanguíneos na área da virilha e lesão do esôfago. Outras complicações incluem: irritação, infecção ou sangramento no local onde o cateter foi inserido. As complicações vasculares são as mais comuns, sendo que na maioria dos casos têm um curso benigno, sem necessidade de outras intervenções. A incidência do acidente vascular cerebral (AVC) pode ser reduzida pelo controle estrito da anticoagulação no pré-operatório, no intraprocedimento e no pós-operatório imediato quando houver indicação de seu uso. O uso de medicações protetoras do esôfago no pós-operatório, a medida da temperatura esofágica durante o procedimento e a redução de aplicação de radiofrequência na parede posterior do coração podem contribuir para diminuir o risco de injúria esofágica.

É importante reforçar que o procedimento em questão, ou seja, colocação da sonda no esôfago, não trará riscos adicionais aqueles do procedimento convencional de ablação, conforme descrito anteriormente.

3.1.2 Benefícios – Além do que já foi descrito como grande benefício que seria o tratamento definitivo da arritmia, há ainda a possibilidade neste estudo de confirmar a segurança do uso de uma sonda para monitorar a temperatura esofágica, o que vai contribuir para a redução de lesões esofágicas. Portanto, apesar da sonda não participar da aplicação de energia propriamente dita, ela poderá ser um instrumento de proteção para evitar lesões no esôfago.

4. Outras informações sobre a organização do presente estudo

- a. A participação neste projeto não acarretará qualquer despesa adicional aos pacientes e familiares que decidirem por aceitar o convite de participação;

- b. Na ocorrência de necessidade de tratamento de qualquer complicação referente ao procedimento, as orientações de como proceder para uma avaliação ficarão a cargo do pesquisador;
- c. Após o procedimento, o(a) paciente, se necessário, poderá entrar em contato com o médico responsável pelo tratamento pelo telefone nº 61-3315-1400 (horário até às 18:00 horas) ou no endereço SMHS, Quadra 101, Área Especial, CEP 70330.150, Brasília – DF, setor de Hemodinâmica do Hospital de Base do Distrito Federal, 3º corredor;
- d. O(a) paciente terá a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração neste estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação, bastando para tanto informar verbalmente ao médico responsável pela pesquisa ou a qualquer outro da equipe;
- e. A desistência não causará nenhum prejuízo ao tratamento e não interferirá no atendimento médico;
- f. No caso de desistência, os resultados dos exames já realizados serão entregues ao(à) paciente para que possa continuar o seu tratamento com o médico assistente (que solicitou o exame);
- g. Os resultados obtidos durante este ensaio serão mantidos em sigilo, mas o(a) paciente concorda que sejam divulgados em publicações científicas, desde que os dados pessoais não sejam mencionados;
- h. Caso o(a) paciente deseje, poderá pessoalmente tomar conhecimento dos resultados ao final desta pesquisa. Deverá manifestar-se para tanto:

Desejo conhecer os resultados desta pesquisa.

Não desejo conhecer os resultados desta pesquisa.

5. Do convite à participação

A participação do(a) paciente é voluntária, ou seja, tem direito de recusar a participar ou de se retirar da pesquisa em qualquer momento, sem nenhum prejuízo.

Não haverá pagamento ou recompensa financeira pela participação neste estudo. Não haverá despesa adicional pela participação nesse estudo. Haverá garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa. Nome e dados

do(a) paciente não serão divulgados, sendo mantidos em sigilo pela equipe de pesquisadores. Os resultados desse estudo poderão ser divulgados nessa instituição, em revistas e/ou encontros científicos, sempre garantindo a privacidade do(a) paciente.

Caso haja dúvidas ou considerações relacionadas a esta pesquisa, o(a) paciente deve entrar em contato com o pesquisador responsável, a Dra. Carla S. Margalho, por meio do telefone (61) 3315-1400, ou pelo e-mail carla@ritmocardio.com.br ou no Núcleo de Hemodinâmica do IHBDF.

Este projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com seres humanos do Instituto Hospital de Base – IHB (e-mail: cep.hbdf@gmail.com, telefone: (61) 3315 1675, Endereço: Setor Médico Hospitalar Sul – Asa Sul – Brasília/DF – CEP: 70330-150). O(a) paciente deve entrar em contato caso tenha ou queira alguma informação a respeito dos aspectos éticos envolvendo este estudo.

Se concordar em participar, o(a) paciente receberá uma via desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e a outra via será arquivada pelo pesquisador, ambas devidamente assinadas.

Assim, tendo sido indicado para realizar o procedimento de ablação de circuito de arritmia supraventricular e tendo lido e compreendido este documento, além de ter esclarecido todas as dúvidas com o pesquisador responsável, o(a) paciente manifesta sua aceitação ao convite para participar do estudo **“Presença de corrente elétrica passiva (efeito antena) durante aplicação de radiofrequência em ablação de arritmia supraventriculares. “**

Brasília, ____ de _____ de ____.



() Paciente (pessoa submetida ao exame)

() Responsável

Responsável pelo projeto

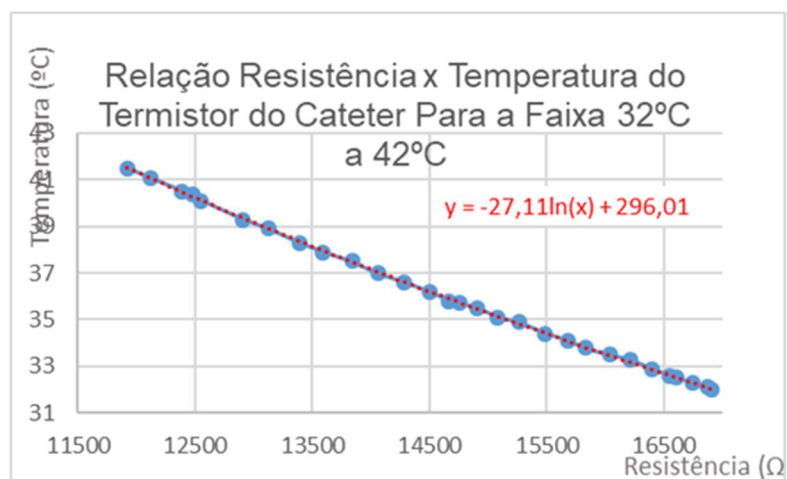
Carimbo e assinatura do médico pesquisador

APÊNDICE 2 – FORMULÁRIO DE COLETA DE DADOS

| | | | | | |
|--|--------------------------|--|--|---|--------------------------|
|  | | Instituto Hospital De Base do Distrito Federal Núcleo de Hemodinâmica- Eletrofisiologia Cardíaca Invasiva | |  | |
| Identificação do Paciente | | | | | |
| Nome: _____ | | | | ID do PACIENTE | |
| Nome da Mãe: _____ | | | | | |
| SES: _____ DN: ____/____/____ SUS _____ | | | | | |
| Gênero: () Masculino () Feminino Telefone _____ | | | | | |
| História da Doença Atual | | | | | |
| | | | | | |
| | | | | | |
| | | | | | |
| Doenças Prévias | | | | | |
| MCC | <input type="checkbox"/> | Hipotireoidismo | <input type="checkbox"/> | ICC | <input type="checkbox"/> |
| MCH | <input type="checkbox"/> | Hipertireoidismo | <input type="checkbox"/> | Brugada | <input type="checkbox"/> |
| HAS | <input type="checkbox"/> | DisplasiaVD | <input type="checkbox"/> | Ico | <input type="checkbox"/> |
| DM | <input type="checkbox"/> | Valvulopatia | <input type="checkbox"/> | Outras | <input type="checkbox"/> |
| Exame Realizados | | | | | |
| Ecocardiograma: FE _____ % AE _____ mm Volume AE _____ mm DVE _____ mm | | | | | |
| Aneurisma () Sim () Não Trombo Intracardiaco () Sim () Não Local AE () VE () | | | | | |
| Holter: Ritmo _____ FC MAX _____ MED _____ MIM _____ | | | | | |
| Documentação da Arritmia () Sim () Não Qual: _____ | | | | | |
| ECG: Ritmo _____ Frequência cardíaca _____ | | | | | |
| Documentação da arritmia () Sim () Não Pre-excitação () Sim () Não | | | | | |
| Descrição _____ | | | | | |
| EDA () Sim () Não () Pré-procedimento () Pós-procedimento | | | | | |
| Medicamentos em Uso | | | | | |
| () Amidorona | | () Beta-bloqueador | | () Furosemida | |
| () Sotalol | | () Bloqueador do canal de cálcio | | () Espironolactona | |
| () Propafenona | | () Digital | | () BRA | |
| () Novos anticoagulantes | | () IECA | | () AAS | |
| () *Cumarinico → INR _____ | | () Outras _____ | | | |
| () *Varfarina → INR _____ | | } * Trazer INR do dia anterior no dia do exame. | | | |
| Diagnostico do EEF | | | | | |
| Hora de entrada Sala: _____ | | | Fluoroscopia: _____ | | |
| Hora da Punção Venosa: _____ | | | Nº de Arquivo Gravados: _____ | | |
| Hora da Retirada Introdutor: _____ | | | Colocação da sonda esofágica () Sim () Não | | |
| Hora de Saída de Sala: _____ | | | Cateter utilizado: <input type="checkbox"/> 4mm <input type="checkbox"/> 8mm | | |
| Diagnostico da Arritmia Tratada: _____ | | | | | |
| Resultado da EDA se alterada pós-procedimento: _____ | | | | | |

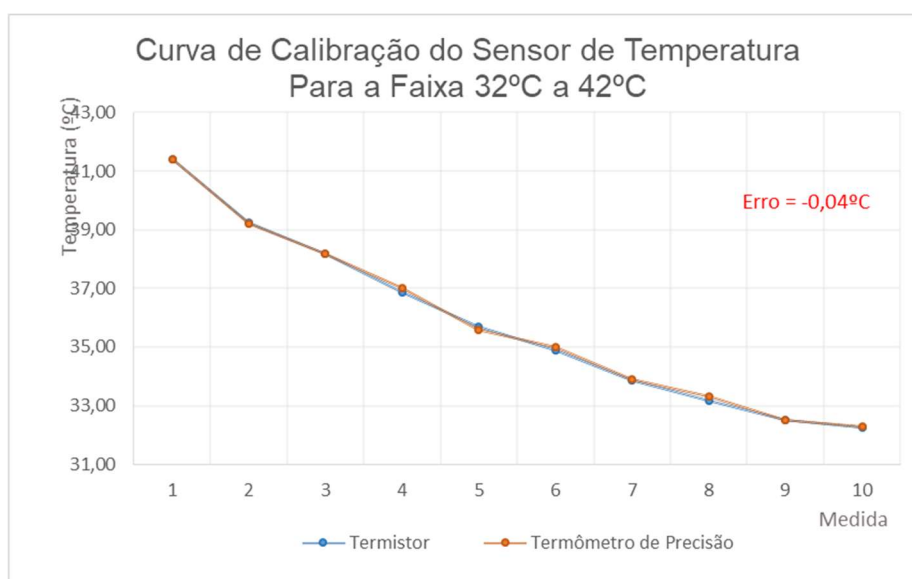
APÊNDICE 3 – CÁLCULOS E TESTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA I

| Nº teste | Temperatura | Resistência do sensor |
|----------|-------------|-----------------------|
| 1 | 32 | 16910 |
| 2 | 32,1 | 16870 |
| 3 | 32,3 | 16740 |
| 4 | 32,5 | 16610 |
| 5 | 32,6 | 16550 |
| 6 | 32,9 | 16397 |
| 7 | 33,3 | 16210 |
| 8 | 33,5 | 16038 |
| 9 | 33,8 | 15830 |
| 10 | 34,1 | 15678 |
| 11 | 34,4 | 15490 |
| 12 | 34,9 | 15270 |
| 13 | 35,1 | 15080 |
| 14 | 35,5 | 14910 |
| 15 | 35,7 | 14760 |
| 16 | 35,8 | 14670 |
| 17 | 36,2 | 14500 |
| 18 | 36,6 | 14280 |
| 19 | 37 | 14060 |
| 20 | 37,5 | 13840 |
| 21 | 37,9 | 13590 |
| 22 | 38,3 | 13390 |
| 23 | 38,9 | 13130 |
| 24 | 39,3 | 12910 |
| 25 | 40,1 | 12550 |
| 26 | 40,4 | 12480 |
| 27 | 40,5 | 12390 |
| 28 | 41,1 | 12120 |
| 29 | 41,5 | 11920 |



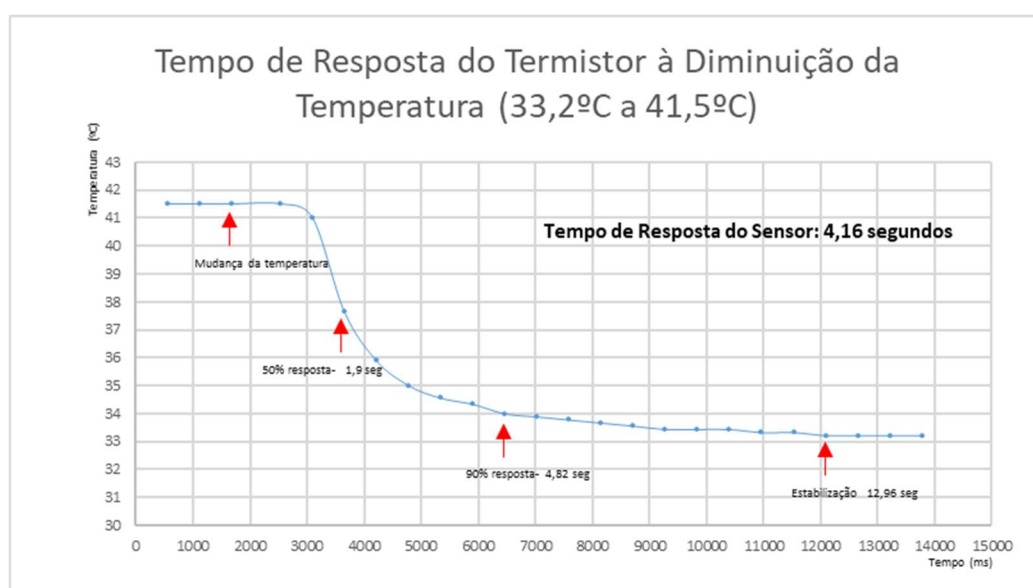
APÊNDICE 4 – CÁLCULOS E TESTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA II

| Nº teste | Temperatura aferida | Termômetro de precisão |
|----------|---------------------|------------------------|
| 1 | 41,39 | 41,40 |
| 2 | 39,24 | 39,20 |
| 3 | 38,20 | 38,20 |
| 4 | 36,85 | 37,00 |
| 5 | 35,70 | 35,60 |
| 6 | 34,90 | 35,00 |
| 7 | 33,86 | 33,90 |
| 8 | 33,18 | 33,30 |
| 9 | 32,51 | 32,50 |
| 10 | 32,25 | 32,30 |



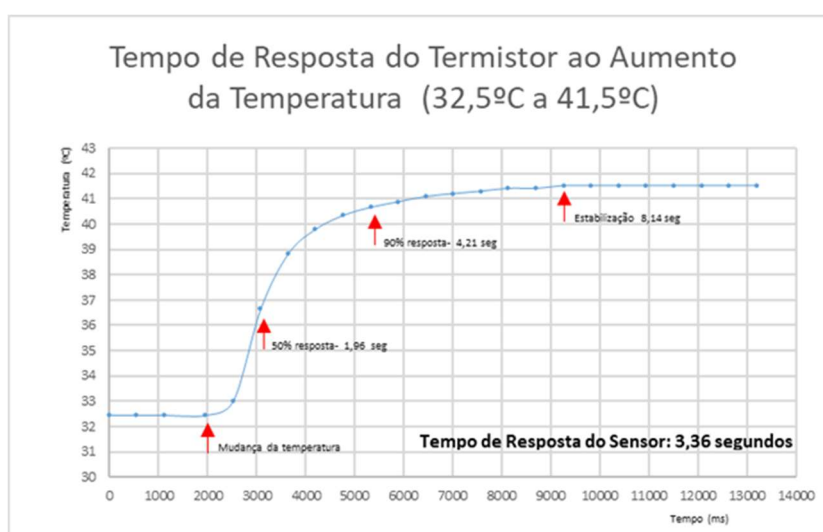
APÊNDICE 5 – CÁLCULOS E TESTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA III

| Tempo | Temperatura | % decremento |
|-------|-------------|--------------|
| 563 | 41,5 | 0,00 |
| 1123 | 41,5 | 0% |
| 1683 | 41,5 | 0% |
| 2533 | 41,5 | 0% |
| 3094 | 41 | 6% |
| 3655 | 37,63 | 47% |
| 4217 | 35,88 | 68% |
| 4779 | 35 | 78% |
| 5341 | 34,55 | 84% |
| 5903 | 34,33 | 86% |
| 6465 | 33,99 | 91% |
| 7027 | 33,88 | 92% |
| 7589 | 33,77 | 93% |
| 8152 | 33,66 | 95% |
| 8715 | 33,55 | 96% |
| 9278 | 33,43 | 97% |
| 9841 | 33,43 | 97% |
| 10404 | 33,43 | 97% |
| 10967 | 33,32 | 99% |
| 11533 | 33,32 | 99% |
| 12096 | 33,21 | 100% |
| 12660 | 33,21 | 100% |
| 13223 | 33,21 | 100% |
| 13786 | 33,21 | 100% |

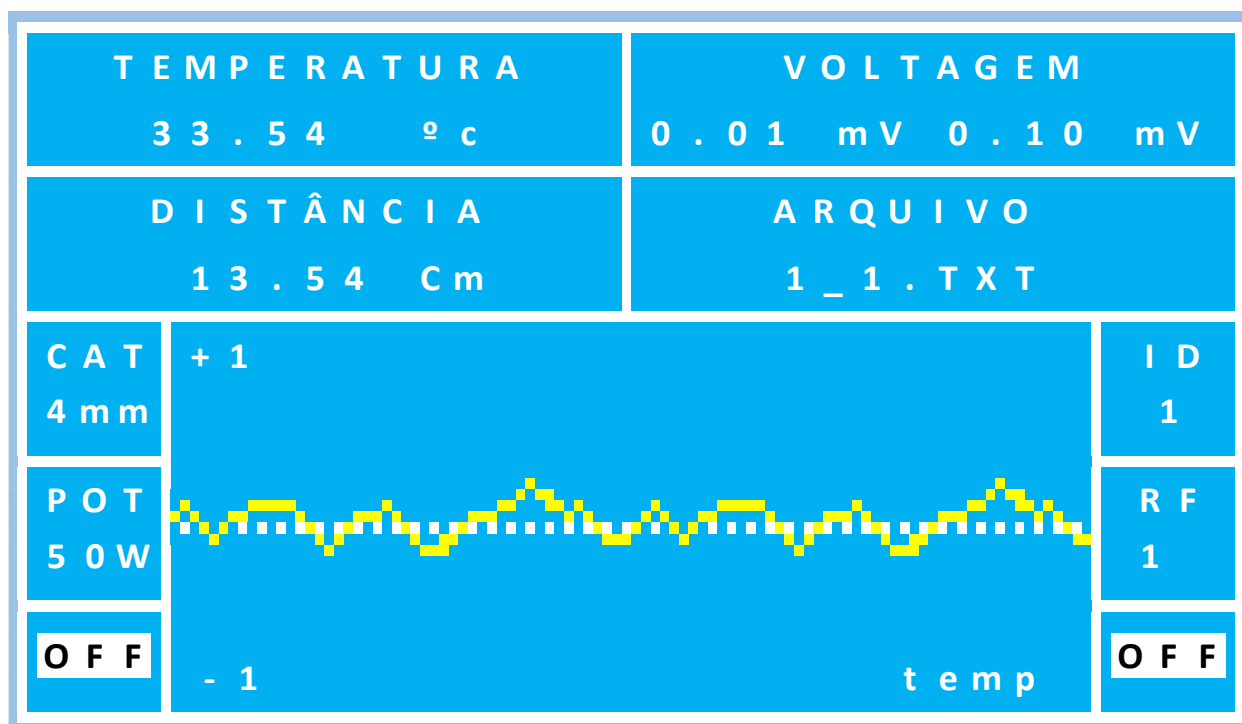


APÊNDICE 6 – CÁLCULOS E TESTES DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA IV

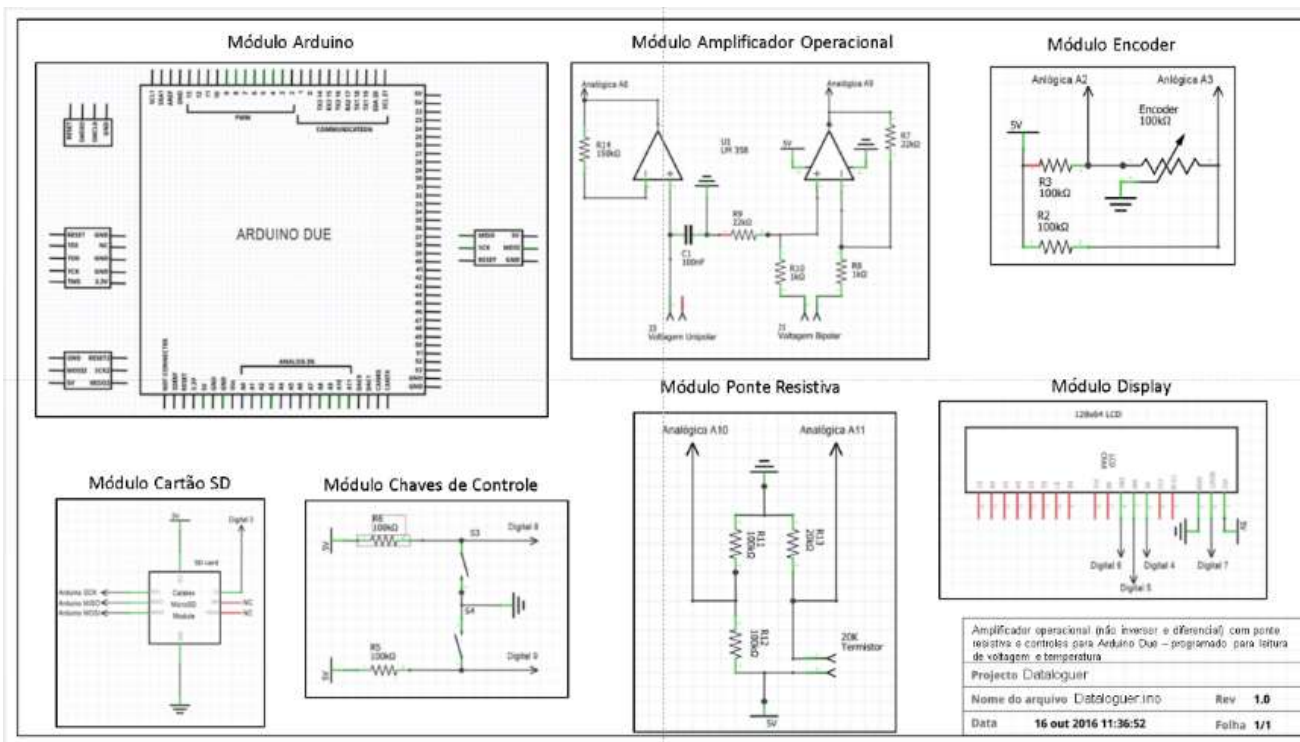
| Tempo | Temperatura | % incremento |
|-------|-------------|--------------|
| 0 | 32,42 | 0% |
| 559 | 32,42 | 0% |
| 1118 | 32,42 | 0% |
| 1967 | 32,42 | 0% |
| 2527 | 33 | 6% |
| 3087 | 36,65 | 47% |
| 3649 | 38,82 | 70% |
| 4210 | 39,79 | 81% |
| 4771 | 40,33 | 87% |
| 5332 | 40,65 | 91% |
| 5894 | 40,87 | 93% |
| 6456 | 41,08 | 95% |
| 7018 | 41,19 | 96% |
| 7580 | 41,29 | 98% |
| 8142 | 41,4 | 99% |
| 8704 | 41,4 | 99% |
| 9266 | 41,51 | 100% |
| 9828 | 41,51 | 100% |
| 10390 | 41,51 | 100% |
| 10955 | 41,51 | 100% |
| 11518 | 41,51 | 100% |
| 12081 | 41,51 | 100% |
| 12644 | 41,51 | 100% |
| 13207 | 41,51 | 100% |



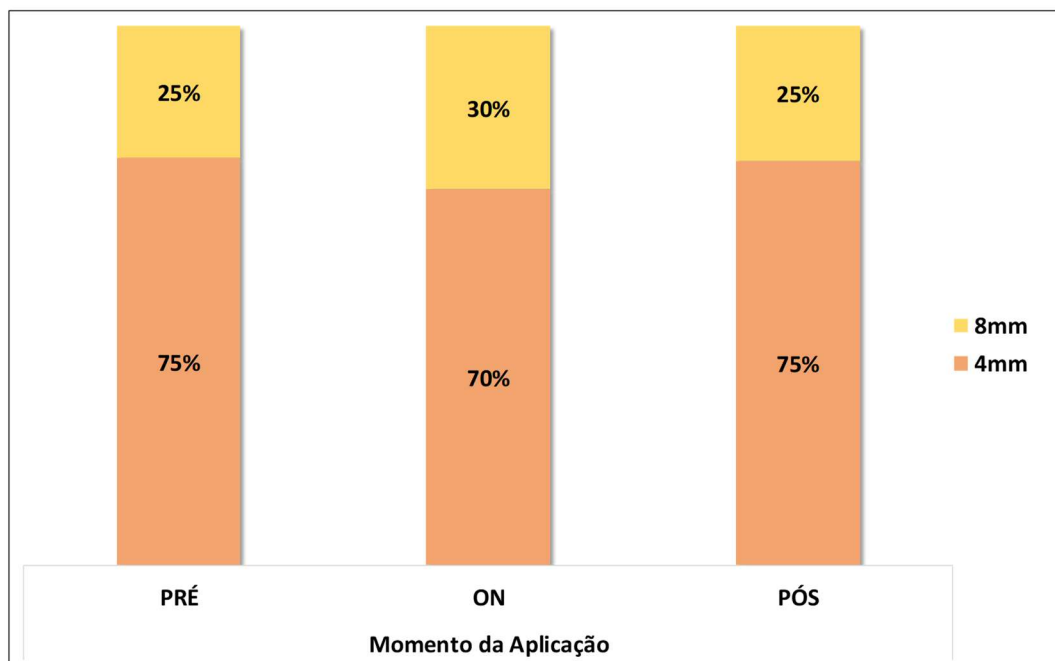
APÊNDICE 7 – TELA DE EQUIPAMENTO DE REGISTRO DO DATA LOGGER



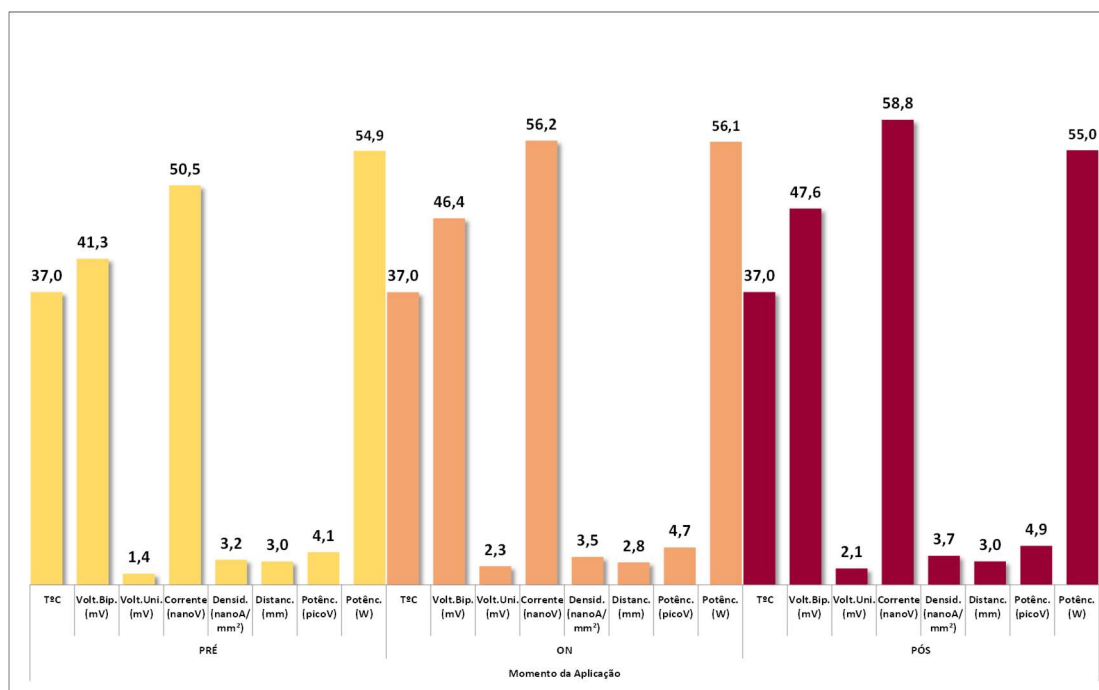
APÊNDICE 8 – CIRCUITO ELETRÔNICO DO DATA LOGGER



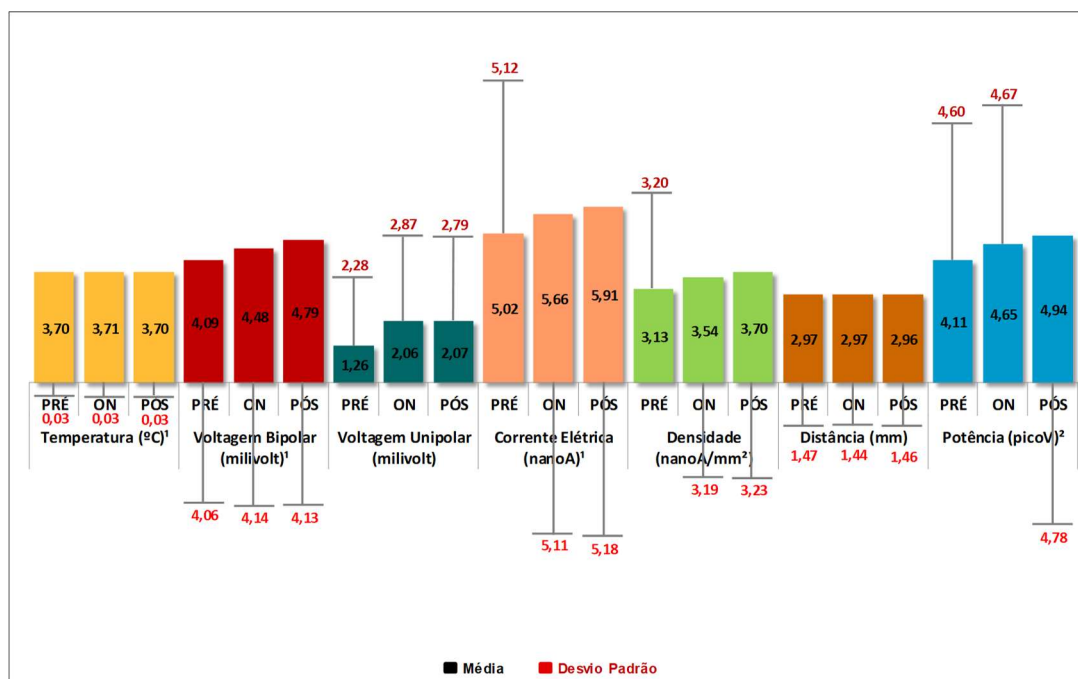
APÊNDICE 9 – PROPORÇÃO DE PACIENTES SEGUNDO O MOMENTO DA APLICAÇÃO E O CATETER



APÊNDICE 10 – MÉDIAS DAS VARIÁVEIS SEGUNDO O MOMENTO DA APLICAÇÃO



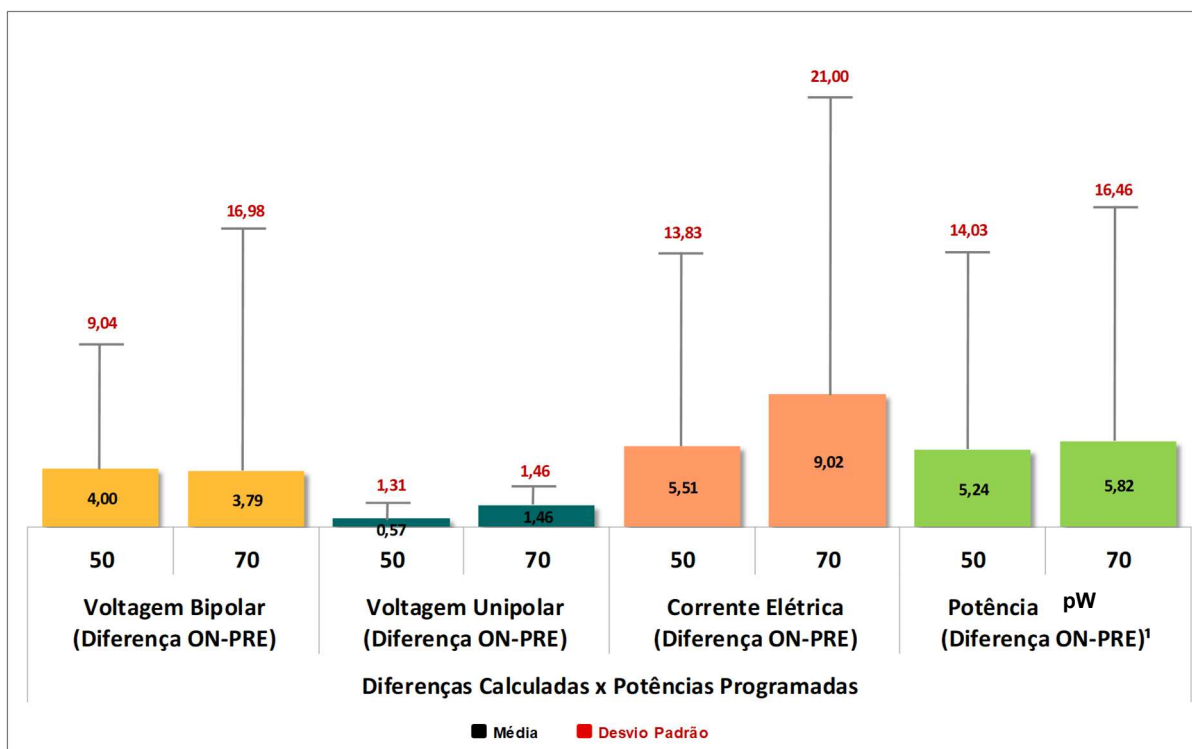
APÊNDICE 11 – MÉDIAS E DESVIOS-PADRÕES DAS VARIÁVEIS SEGUNDO O MOMENTO DA APLICAÇÃO



¹ As variáveis Temperatura (°C), Voltagem bipolar (mV) e Corrente elétrica (nanoA) estão na unidade de dezenas.

² A variável Potência (pW) está na unidade de milhares.

APÊNDICE 12 – MÉDIAS E DESVIOS-PADRÕES DAS DIFERENÇAS CALCULADAS X POTÊNCIA PROGRAMADA



¹ A variável Potência (pW) está na unidade de centenas.

APÊNDICE 13 – MÉDIAS DAS RAZÕES CALCULADAS SEGUNDO OS MOMENTOS PRÉ E ON

